



PCT

## 特許協力条約に基づいて公開された国際出願

(51) 国際特許分類 5 A61F 7/00, A61B 17/22, 17/36		A1	(11) 国際公開番号 WO 94/06380
		(43) 国際公開日 1994年3月31日 (31.03.1994)	
(21) 国際出願番号 PCT/JP93/01310 (22) 国際出願日 1993年9月14日 (14. 09. 93) (30) 優先権データ 特願平4/246179 1992年9月16日 (16. 09. 92) JP (71) 出願人 (米国を除くすべての指定国について) 株式会社 日立製作所 (HITACHI, LTD.) [JP/JP] 〒101 東京都千代田区神田駿河台四丁目6番地 Tokyo, (JP) (72) 発明者; および (75) 発明者/出願人 (米国についてのみ) 梅村晋一郎 (UMEMURA, Shinichiro) [JP/JP] 〒192 東京都八王子市暁町3-6-18 Tokyo, (JP) 川畑健一 (KAWABATA, Kenichi) [JP/JP] 安田賢二 (YASUDA, Kenji) [JP/JP] 〒350-03 埼玉県比企郡鳩山町赤沼2527 日立鳩山寮 Saitama, (JP) 内田恵孝 (UCHIDA, Kenko) [JP/JP] 〒350-03 埼玉県比企郡鳩山町赤沼2528 日立鳩山ハウス2-23 Saitama, (JP) 和田恭雄 (WADA, Yasuo) [JP/JP] 〒112 東京都文京区大塚6-14-5 Tokyo, (JP) 平岩 篤 (HIRAIWA, Atsushi) [JP/JP] 〒189 東京都東村山市諏訪町2-21-10 Tokyo, (JP)		(74) 代理人 弁理士 浅村 皓, 外 (ASAMURA, Kiyoshi et al.) 〒100 東京都千代田区大手町二丁目2番1号 新大手町ビル331 Tokyo, (JP) (81) 指定国 JP, US, 欧州特許 (AT, BE, CH, DE, DK, ES, FR, GB, GR, IE, IT, LU, MC, NL, PT, SE). 添付公開書類 国際調査報告書	

(54) Title : ULTRASONIC IRRADIATION APPARATUS AND PROCESSOR USING THE SAME

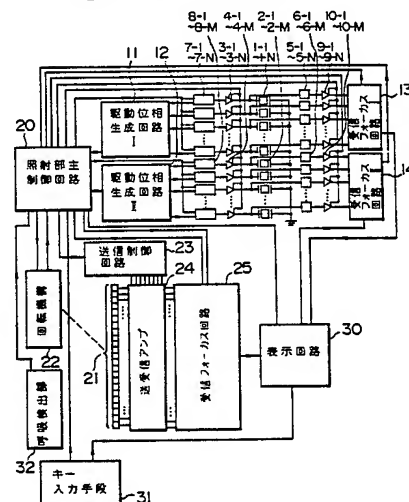
(54) 発明の名称 超音波照射装置及びそれによる処理装置

- 11 ... driving phase generation circuit I  
 12 ... driving phase generation circuit II  
 13, 14 ... reception focus circuit I, II

(57) Abstract 20 ... main control circuit

This invention is directed to accomplish an ultrasonic remedial apparatus for generating a living body action such as cavitation suitable for remedy of a malignant tumor, a thrombus and a calculus, an ultrasonic wave diagnostic apparatus for generating cavitation to enhance an ultrasonic echo image of a blood stream, etc., and utilizing its reflection capacity, an ultrasonic chemical reaction promotion apparatus, an ultrasonic washing apparatus, an ultrasonic sterilizer, etc., by providing an ultrasonic irradiation apparatus for efficiently generating acoustic cavitation. Irradiation focus code signals for defining focal positions and sound pressure distribution shapes of irradiation sound fields of a fundamental frequency waves and harmonics are applied from a main control circuit to driving phase generation circuits, respectively. The driving phases thus generated are applied to driving signal generation circuits and the resulting driving signals are applied to device driving circuits, respectively, so that a group of the fundamental frequency devices and a group of harmonic devices are driven, respectively. The driving phases are controlled so that the fundamental frequency wave and the harmonic waves are superposed with one another in a medium near the focus, and acoustic cavitation is generated locally and efficiently.

- 22 ... rotation mechanism  
 24 ... reception/transmission amplifier  
 25 ... reception focus circuit  
 23 ... transmission control circuit  
 30 ... display circuit  
 31 ... key input means  
 32 ... respiration sensor



(57) 要約

音響キャビテーションを効率的に発生させる超音波照射装置を提供することにより、悪性腫瘍の治療・血栓や結石の治療等に好適なキャビテーションの生体作用を発生させる超音波治療装置、血流などの超音波エコー像を強調するためキャビテーションを発生させその反射能を利用する超音波診断装置、あるいは、超音波化学反応促進装置、超音波洗浄器、超音波殺菌装置などを実現することを目的とする。基本周波および倍周波の照射音場それぞれの焦点位置・音圧分布形状を規定する照射フォーカス・コード信号が、照射部主制御回路からそれぞれ駆動位相生成回路へ与えられる。生成された駆動位相は、それぞれ駆動信号生成回路へ与えられ、生成された駆動信号はそれぞれ素子駆動回路へ与えられ、基本周波素子群および倍周波素子群がそれぞれ駆動される。基本周波と倍周波が焦点近傍の媒質中において互いに重畳されよう駆動位相は制御され、局所的かつ効率的に音響キャビテーションが生成される。

情報としての用途のみ

PCTに基づいて公開される国際出願のパンフレット第1頁にPCT加盟国を同定するために使用されるコード

AT	オーストリア	CS	チェッコスロヴァキア	KR	大韓民国	PL	ポーランド
AU	オーストラリア	CZ	チェッコ共和国	KZ	カザフスタン	PT	ポルトガル
BB	バルバドス	DE	ドイツ	LI	リヒテンシュタイン	RO	ルーマニア
BE	ベルギー	DK	デンマーク	LK	スリランカ	RU	ロシア連邦
BF	ブルキナ・ファソ	ES	スペイン	LU	ルクセンブルグ	SD	スーダン
BG	ブルガリア	FI	フィンランド	LV	ラトヴィア	SE	スウェーデン
BJ	ベナガン	FR	フランス	MC	モナコ	SI	スロヴェニア
BR	ブラジル	GA	ガボン	MG	マダガスカル	SK	スロヴァキア共和国
BY	ベラルーシ	GB	イギリス	ML	マリ	SN	セネガル
CA	カナダ	GN	ギニア	MN	モンゴル	TD	チャド
CF	中央アフリカ共和国	GR	ギリシャ	MR	モーリタニア	TG	トーゴ
CG	コンゴ	HU	ハンガリー	MW	マラウイ	UA	ウクライナ
CH	スイス	IE	アイルランド	NE	ニジェール	US	米国
CI	コート・ジボアール	IT	イタリア	NL	オランダ	UZ	ウズベキスタン共和国
CM	カメルーン	JP	日本	NO	ノルウェー	VN	ヴェトナム
CN	中国	KP	朝鮮民主主義人民共和国	NZ	ニュー・ジーランド		

## 明 細 書

## 発明の名称

超音波照射装置及びそれによる処理装置

5

## 技術分野

本発明は、悪性腫瘍の治療・血栓や結石の治療等に好適な超音波治療装置、血流などの超音波エコー像を強調するための超音波キャビテーション生成機能を有する超音波診断装置、超音波化学反応促進装置、固体表面の超音波洗浄装置、超音波気泡発生装置、あるいは、液体の殺菌装置などに関する。

10

## 背景技術

収束強力音波照射による悪性腫瘍治療や結石の治療術は、手術によらない低侵襲度の治療術、患者の術後の生活の質(Quality of Life)を大切にする治療方法として、今後もその社会的価値がますます高まっていくと予想される。このような収束強力音波照射による治療効果発生

のメカニズムとして、音響キャビテーションは、重要な役割を担うと考えられている。また、超音波照射による化学反応促進や洗浄においても、音響キャビテーションが大きな役割を果たしていることが知られている。

20

これらの目的のために音響キャビテーションの生成・破壊を効率的に行なう方法として、従来、特開平2-1

25

2 6 8 4 8 で提案されているような、1 ～ 1 0 0 msec 間  
隔で音場を切り換えて超音波を照射する技術が報告され  
ている。この技術は、音響キャビテーションの生成に要  
する超音波照射時間が1 ～ 1 0 0 msecであることに着目  
5 し、波面の異なる音場をこの時間間隔で切換えながら超  
音波照射するもので、一方の音場により生成した音響キ  
ャビテーションを、もう一方の音場により圧壊するとい  
うサイクルを繰り返し行なうものである。これにより、  
音場の切換えを行なわない場合と比較して、超音波化学  
10 作用の効率を同じ超音波パワーにおいて1桁ほど改善す  
ることができた。

一方、半導体素子作成工程においては、素子の高集積  
密度化に伴い基板への微細な異物の付着あるいは表面汚  
染が製品の歩留まりに多大な影響を与えている。このた  
15 め半導体素子作成工程において洗浄工程が極めて重要と  
なっている。微小気体を含む液体に超音波を照射すると、  
疎密波である超音波による加圧、減圧が局所領域で生じ、  
超音波の周波数に応じた大きさの気泡が振動し、音響キ  
ャビテーションと呼ばれる現象により気泡の圧壊が生ず  
20 る。この音響キャビテーションの生成する条件では洗浄  
効果が見られることが分かっており、この性質により音  
響キャビテーション現象は広く洗浄に用いられており、  
半導体基板の洗浄や眼鏡の洗浄あるいは食器洗浄などに  
用いられている。

25 超音波はその照射形態により洗浄効果が変化するため、

- 照射する際の超音波照射部の配置に関する工夫により洗浄の効率を向上させる様々な方法がこれまで考案されている。しかし、配置の工夫のみでは十分な洗浄効率向上は達成できなかった。より効率的な洗浄のためには、洗浄の源となる音響キャビテーションを効率良く生じさせる方法が必要となる。従来の超音波洗浄装置で超音波の照射源を工夫した例としては、特平 2-157078 号にあるように複数の周波数の超音波発生源を有することで単独の周波数の超音波よりも高い洗浄能力を持たせた
- 10 洗浄装置の考案がある。この例においては、各々の超音波照射源から照射された超音波の効果の足し合わせの効果はあるが、周波数の組み合わせを音響キャビテーションを効率的に生じるよう設定していないため、十分な洗浄効果を得る事ができなかった。
- 15 また、従来、液体の殺菌では、塩素や紫外線を用いる方法が広く用いられている。液体の組成を変えても構わない場合、特に廃液処理などには塩素処理が用いられ、液体の組成をあまり変えずに殺菌するには紫外線が使われている。
- 20 塩素を用いる殺菌は比較的古くから行われているが、処理する液体の組成を変えてしまうため、殺菌した後で別な目的に用いるためには、残留塩素の中和や除去などの操作が必要となり、安全性・環境コストの面で問題となる。紫外線を用いる殺菌は化学薬品を用いないため、
- 25 簡便でかつ殺菌後の液体の扱いの容易な殺菌方法として

広く用いられている。しかし、紫外線は、ほとんどの有機化合物で吸収係数が大きいため、有機化合物を多く含む液体に対しては光源の近傍以外ではあまり効果が期待できない。超音波を液体に照射すると音響キャビテーションが生じ、その作用により殺菌が行えることが知られている。

#### 発明の開示

しかしながら、特に、治療に応用する場合を例にとると、臨床応用における実際の状況が多岐にわたるため、上記の技術を用いても、十分な治療効果を得るのに必要な超音波パワーが、超音波による副作用の潜在的可能性の見地において必ずしも充分小さくないという場合も存在する。また、一方、上記のような改良された従来技術においても、音響キャビテーションの生成・圧壊のエネルギーに変換されるエネルギーは、照射された超音波エネルギーの極く一部に過ぎず、この点において効率を原理的に改善できる可能性が残されていた。従って、上記従来技術よりさらに小さな超音波パワーにより同じ治療効果をj得る技術には潜在的な可能性があり、その実現が、副作用をできるかぎり抑えながら治療を行なう上で強く望まれていた。

本発明は、上記のような社会的需要および潜在的な技術的可能性を鑑み、音響キャビテーションを従来技術に比べ著しく高い効率で生成する超音波照射技術を提供す

ることを目的とするものである。これにより、実質的に副作用のない超音波治療装置、あるいは、効率の高い超音波化学反応促進装置、超音波洗浄装置あるいは超音波殺菌装置などを提供することを具体的目的とする。加えて、  
5 効率的に生成された音響キャビテーションを超音波像として可視化することにより、超音波治療装置に誤射を防ぐ機能を与え、あるいは、血流などのエコー特性を強調し超音波診断装置による描画力を向上させることを目的とする。

10 超音波洗浄装置に関しては複数の周波数の超音波発生源を有することで単独の周波数の超音波よりも高い洗浄能力を持たせるだけではなく、音響キャビテーションを効率的に生じるような周波数の組み合わせを設定することで、複数周波数の相乗効果として、より高い洗浄効果  
15 を得ることができる洗浄装置を提供することを本発明の目的とする。

音響キャビテーションに関与する気泡は、ほぼ使用する超音波の周波数に反比例するため、低い周波数を用いた場合には大きな気泡が圧壊する。半導体素子は、その  
20 高集積密度化に伴いパターンのサイズが小さくなっており、20 kHz等の低い周波数の超音波を洗浄に用いた場合、音響キャビテーションにより生成した気泡の大きさが半導体素子に形成されたパターンと同程度の大きさになり、半導体素子のパターンの溝に入り込んで出てこない  
25 などの悪影響をもたらす恐れがある。このため高い周波

数を使用する必要があるが、洗浄に有効な音響キャビテーションは周波数が高い場合生じにくいという問題がある。本発明の目的は、洗浄の源である音響キャビテーションの生成効率の高い超音波照射方法により、特に 500 kHz 以上の高い周波数においても洗浄に有効な音響キャビテーションを生成することにより従来よりも高い洗浄能力を有する洗浄装置を提供することにある。ところで、上述の音響キャビテーションによる気泡の圧壊は特定の条件では局所的に高圧・高温の領域が生成され、

10 従来の超音波洗浄装置においては、音響キャビテーションの機械的作用のみが着目されており、音響キャビテーションの化学的作用を利用した洗浄装置の例はない。また、超音波による洗浄には機械的作用に基づくものと化学的作用に基づくものとがあり、通常の低い周波数の超音波を用いた洗浄においては、機械的作用が専ら作用している。半導体素子作成の工程における、アンモニアと過酸化水素あるいは過酸化水素と硫酸を用いる洗浄は、半導体素子の表面あるいは半導体素子の表面に付着している物質を酸化させるという化学的なプロセスを含んで

15 いる。本発明では、このような化学的な洗浄に関しても十分な洗浄効果を得ることも目的としている。

また、液体の殺菌に超音波を用いる場合には紫外線と異なり発生源の近傍でしか効果が得られないという問題は回避可能である。また、塩素を使う場合に比べ、処理

25 後の液体の組成の変化が少ないため、殺菌後の液体を後



処理なしで使用可能である。従来の超音波照射方法では殺菌効果を得るのに十分な音響キャビテーションを引き起こすことができず、このため、超音波による殺菌はほとんど行われていないが、本発明では、音響キャビテーションを引き起こすのに適した超音波照射方法を用い、塩素や紫外線を用いる殺菌に比し、十分な殺菌効果を持つ殺菌装置を得ることを目的としている。

#### 図面の簡単な説明

10 図 1 は倍周波重畳波の一例を示す図。

図 2 A は  $\sin(2 \pi f t)$  の基本周波の波形 p 1 と  $-\sin(4 \pi f t)$  の倍周波の波形 p 2 を合成した波形を示す図である。

15 図 2 B は倍周波の波形 p 2 とその上下両側に、生成され増大していく気泡の様子を模式的に示す。

図 2 C は基本周波の波形 p 1 とその上下両側に、倍周波の波形 p 2 によって生成され増大された気泡がさらに増大していく様子を模式的に示す図。

20 図 3 は本発明の超音波照射装置の一実施例の構成を示すブロック図。

図 4 A は図 3 の実施例における超音波トランスデューサ部の一例の構成を示す上面図。

図 4 B は図 3 の実施例における超音波トランスデューサ部の一例の構成を示す側面図。

25 図 5 は図 3 の実施例における超音波トランスデューサ

部の他の一例の構成を示す図。

図 6 は倍周波重畳波による音響化学反応の実験結果を示す図。

図 7 は本発明の超音波照射装置の他の実施例の構成を示すブロック図。

図 8 は図 7 の実施例における超音波トランスデューサ部の圧電厚み振動子の構成を示す断面図。

図 9 は図 8 の圧電厚み振動子の矩形状駆動波形の例を示す図。

10 図 10 は図 8 の圧電厚み振動子の階段状駆動波形の例を示す図。

図 11 は図 7 の実施例における超音波トランスデューサ部の圧電振動子周辺回路の構成を示す図。

15 図 12 は図 7 の実施例における超音波トランスデューサ部の圧電振動素子駆動回路構成の一例を示す図。

図 13 は図 7 の実施例における超音波トランスデューサ部の圧電振動素子駆動回路を構成するプッシュプル型スイッチング回路の一例を示す図。

20 図 14 A は図 7 の実施例における超音波トランスデューサ部の一例の構成を示す上面図。

図 14 B は図 7 の実施例における超音波トランスデューサ部の一例の構成を示す側面図。

図 15 は図 7 の実施例における超音波トランスデューサ部の他の構成例を示す図。

25 図 16 は図 7 の実施例における超音波トランスデュー

サ部の圧電振動素子駆動回路の他の一例を示す図。

図 17 は図 8 の圧電厚み振動子の階段状波形駆動のためのタイムチャート。

図 18 は本発明で採用しうる単フォーカス手動走査型  
5 トランスデューサの例の断面図。

図 19 は本発明で採用しうる非フォーカス型平面波トランスデューサの例の断面図。

図 20 は本発明で採用しうる刺入用針状トランスデューサの例の断面図。

10 図 21 は本発明の術中超音波治療トランスデューサの構成の一例を示す図。

図 22 は本発明の術中超音波治療トランスデューサの構成の他の一例を示す図。

図 23 は本発明の超音波化学反応装置の反応器構成の  
15 一例を示す図。

図 24 は本発明の超音波化学反応装置の反応器構成の他の一例を示す図。

図 25 は本発明の超音波洗浄装置の構成の一例を示す図。

20 図 26 は本発明の超音波洗浄装置の構成の他の一例を示す図。

図 27 は本発明の超音波洗浄装置の構成のさらに他の一例を示す図。

図 28 は倍周波重畳波の基本周波と倍周波との相対位  
25 相を変えて照射した場合の酸化反応の実験結果を示す図。

図 2 9 は本発明の殺菌装置の構成の一例を示す図。

図 3 0 は本発明の殺菌装置の構成の他の一例を示す図。

#### 発明を実施するための最良の形態

- 5 比較的大きな強度をもつ正弦波状の超音波が生体や液体中などの媒質中を伝播するとき、その圧力波形が、伝播とともに正弦波からいわゆるN波（圧力の立ち上がり  
10 音速が高くなるという非線形性によるものであり、パルス状の超音波の場合には、伝播とともに正圧ピークが負圧ピークよりも大きな波形に変形していくことが知られている。一方、音響キャビテーションは、強い反射物のない透過型あるいは伝播型と呼ばれる音場では生成され  
15 にくいのに対し、強い反射物の存在する超音波音場では生成されやすいことが知られている。以上のことは、超音波の伝播により生ずる圧力の立ち下がりが立ち上がりに比べて緩やかな波や負圧ピークが正圧ピークよりも小さな波は音響キャビテーションの生成にとって不利である  
20 るが、反射物によって位相の反転が起こり波形が変わると音響キャビテーションの生成にとって有利となるためであると考えると説明できる。

このような考えのもとに、本発明では、照射対象において基本周波数の超音波にその2倍の周波数をもつ超音  
25 波がたしあわせられるよう構成することにより、上記の

場合には位相反転の結果生ずると考えられる音響キャビ  
テイション生成にとって有利な波形をもつ超音波を、反  
射物なしに合成可能とすることを提案する。すなわち、  
例えば図 1 に示すように、基本周波数の超音波  $p_1$  にそ  
5 の 2 倍の周波数をもつ超音波  $p_2$  を適当な位相関係でた  
しあわせることにより、負圧ピークが正圧ピークより大  
きな、音響キャビテイションの生成にとって有利な波形  
をもつ超音波  $p_1 + p_2$  を合成することができる。

これら基本周波  $p_1$  と倍周波  $p_2$  は、同じ送波素子か  
10 ら同時に発生させることも、別々の送波素子から発生さ  
せ、それらが、ほぼ同一の焦点において合成されるよう  
送波器を構成することもできる。第 1 の実施例では、よ  
り焦点付近に限定して音響キャビテイションを生成する  
ことができる基本周波  $p_1$  と倍周波  $p_2$  をそれぞれ複数  
15 の送波素子から発生させるよう構成したアレイ型送波器  
を用い、基本周波  $p_1$  の焦点と倍周波  $p_2$  の焦点とを互  
いに重畳させながら同時に電子走査するよう構成するこ  
とを提案する。

また、この実施例では、音響キャビテイション生成の  
20 位置を超音波エコー像中の位置として監視できるように  
するため、上記倍周波よりも高い周波数のパルス波を送  
受信することにより照射対象の超音波エコー像を同時に  
形成するよう構成することを提案する。

第 2 の実施例では、これら基本周波  $p_1$  と倍周波  $p_2$   
25 を同一の送波素子から同時に発生させるように工夫され

た例を提案する。

第 3 の実施例では、基本周波数の平面波とその 2 倍の周波数の平面波とを、両周波数の波面が実質的に平行となるようにたしあわせて、同一の対象に対して同時に照射する構成を提案する。

第 4 の実施例では、上述の音響キャビテーション生成を半導体素子作成の工程におけるアンモニアと過酸化水素あるいは過酸化水素と硫酸を用いる洗浄のように、半導体素子の表面あるいは半導体素子の表面に付着している物質を酸化させるという化学的なプロセスで効果的に活用を提案する。

第 5 の実施例では、液体の殺菌への活用を提案する。

これらの実施例で、照射対象において音響キャビテーションを効率的に生成することができる基本周波  $p_1$  の超音波と倍周波  $p_2$  と超音波との合成の具体例をまず説明する。

図 2 A、図 2 B は基本周波数  $f$  の超音波の波形  $p_1$  が時間  $t$  について  $\sin(2\pi f t)$  と表されるとき倍周波の波形  $p_2$  が  $-\sin(4\pi f t)$  と近似されるような位相関係を設定した場合の音圧波形を示すものであり、合成音圧の立上りに比べ立ち下がりが急俊となり、音響キャビテーションの生成にとってきわめて有利な例である。この場合を例として、音響キャビテーションの生成作用を模式的に説明する。

図 2 A は  $\sin(2\pi f t)$  の基本周波の波形  $p_1$  と一

$\sin(4\pi f t)$  の倍周波の波形  $p_2$  を合成した波形を示す図である。図 2 B は倍周波の波形  $p_2$  とその上下両側に、生成され増大していく気泡の様子を模式的に示す。図 2 C は基本周波の波形  $p_1$  とその上下両側に、倍周波の波形  $p_2$  によって生成され増大された気泡がさらに増大していく様子を模式的に示す。

まず、倍周波  $p_2$  ( $= -\sin(4\pi f t)$ ) により音響キャビテーションの生成が開始される。倍周波における共振気泡の半径は基本周波  $p_1$  ( $= \sin(2\pi f t)$ ) における共振気泡の半径の  $1/2$  と小さいため、基本周波  $p_1$  のみによる場合と比較して倍周波を用いることにより音響キャビテーションの開始がはるかに有利となる。このとき、キャビテーション気泡の半径は、倍周波の周期で振動するが、気泡の生成の初期は図 2 B の上側に示すように、その半径が共振気泡の半径より小さいく、倍周波の負圧ピーク時に最大（例えば  $b_1$ ）となり、正圧ピーク時に最小（例えば  $b_2$ ）となる。すなわち  $b_1$ 、 $b_2$  の大きさの範囲で拡大、収縮を繰り返しているのである。

20 倍周波  $p_2$  のエネルギーを受けてキャビテーション気泡が成長し、その半径が倍周波における共振気泡の半径の程度に達すると、気泡半径の振動の位相は  $90$  度遅れ、その半径は、負圧から正圧へのゼロクロス時に最大（例えば  $b_3$ ）となる。正圧に対応する気泡は非共振時と実質同じ（例えば  $b_4$ ）である。

このとき、上記の位相関係で基本周波  $p_1$  が重畳されていると、振動半径の最大となる時相のうち 2 周期に 1 度が基本周波の負圧ピークの時相と一致する（例えば  $c_1$ ）ため、キャビテーション気泡は基本周波のエネルギーを受けてさらに成長し、少なくとも基本周波における共振気泡の大きさ（例えば  $c_2$ ）に到達する。基本波においても正圧に対応する気泡は共振時、非共振時ともに倍周波における初期の正圧に対応する気泡と実質同じ（例えば  $c_3$ 、 $c_4$ ）である。

- 10 成長した気泡が圧壊されたとき内部の気体が断熱圧縮されることにより局所的にエネルギーを生ずる。このエネルギーが化学反応などをトリガーするなどの目的に充分であるためには、圧壊される気泡は少なくともある程度以上の大きさをもたなければならない。基本周波数がある程度低く選択すれば、その共振気泡をその必要な大きさ以上に設定することができる。ところが、基本周波を単独照射する場合には、基本周波の共振気泡が大きすぎると今度はキャビテーション生成をうまく開始できないという問題を生じてしまう。これに対し、本発明の方法
- 15 20 法を用い、適切な位相関係の倍周波を重畳させれば、キャビテーション生成の開始とキャビテーション気泡の十分な大きさへの成長とを、それぞれ、倍周波と基本周波により連携をとって効率的に行なうことができる。

また、上記倍周波よりも高い周波数のパルス波を送受

25 信することにより照射対象の超音波エコー像を形成する



超音波撮像部によれば、照射対象に音響キャビテーションによる作用を及ぼすための超音波と実質的に同等の速度を持つ波動による自己整合性をもつ監視が可能となるため、中間の媒質の音速分布などの影響を比較的受けにくい監視が実現できる。さらに、この超音波撮像部を、照射対象に音響キャビテーションによる作用を及ぼすための超音波のうち倍周波の、さらに偶数倍の周波数成分を受信すべく構成することにより、音響キャビテーション発生位置または発生の可能性の高い位置を超音波エコー像の上に重畳させて表示することができる。

以下、本発明の第 1 の実施例を図 3 ～図 6 を用いて詳細に説明する。

音響キャビテーション発生位置監視機能を有する本発明の超音波照射装置の一実施例の全体構成を図 3 に、超音波トランスデューサ部の構成を図 4 A、図 4 B および図 5 に示す。

キー入力手段 31 から超音波照射治療戦略に関する情報が照射部主制御回路 20 に入力され、それに基づいて、基本周波および倍周波の照射音場それぞれの焦点位置・音圧分布形状を規定する照射フォーカス・コード信号が、照射部主制御回路 20 からそれぞれ駆動位相生成回路 I (11) および駆動位相生成回路 II (12) へ与えられる。生成された基本周波および倍周波の照射用トランスデューサ各素子を駆動する位相は、それぞれ駆動信号生成回路 7-1 ～ 7-N (N はトランスデューサ独立素子

- のうち基本周波用の総数) および駆動信号生成回路 8 - 1 ~ 8 - M (M はトランスデューサ独立素子のうち倍周波用の総数) へ与えられる。基本周波および倍周波の駆動振幅は、照射部主制御回路 20 からそれぞれの駆動信号生成回路 7 - 1 ~ 7 - N および 8 - 1 ~ 8 - M へ与えられる。生成された基本周波および倍周波それぞれの駆動信号はそれぞれ素子駆動回路 3 - 1 ~ 3 - N および 4 - 1 ~ 4 - M へ与えられ、照射用トランスデューサ基本周波素子群 1 - 1 ~ 1 - N および倍周波素子群 2 - 1 ~ 2 - M がそれぞれ駆動される。駆動振幅は照射部主制御回路 20 から素子駆動回路 3 - 1 ~ 3 - N および 4 - 1 ~ 4 - M へ直接与えられる信号によっても制御されるよう構成されており、異常発生時に超音波照射を緊急停止する動作を確実にかつ容易なものとしている。
- 基本周波素子群 1 - 1 ~ 1 - N および倍周波素子群 2 - 1 ~ 2 - M により構成される照射用トランスデューサは、照射対象物中に発生するキャビテーション検出のための受信トランスデューサとしても動作する。各素子により受信された信号は、帯域除去フィルタ 5 - 1 ~ 5 - N および 6 - 1 ~ 6 - M により照射信号帯域の成分が除かれた後、それぞれ受信アンプ 9 - 1 ~ 9 - N および 10 - 1 ~ 10 - M へ導かれて増幅され、受信フォーカス回路 I (13) および受信フォーカス回路 II (14) へそれぞれ与えられる。基本周波駆動回路 3 - 1 ~ 3 - N および倍周波駆動回路 4 - 1 ~ 4 - M の出力部には、駆

動エネルギーを向上させる目的で、それぞれ基本周波数  $f_0$  と倍周波数  $2f_0$  において素子容量とケーブル容量の和と共振する直列インダクタンスが入っているので、それぞれ  $f_0$  と  $2f_0$  をはずれた周波数においては駆動回路の出力インピーダンスがシャントとなって受信感度を阻害することはない。

受信アンプ  $9-1 \sim 9-N$  および  $10-1 \sim 10-M$  は可変ゲインとなっており、ゲインは照射部主制御回路  $20$  から直接与えられる信号により制御される。照射フォーカス切換え時など、照射超音波中心周波数以外においても不要信号成分が多く生ずる時間帯には、このゲインを落としてアンプの飽和を避ける。受信フォーカス回路 I ( $13$ ) および受信フォーカス回路 II ( $14$ ) は、照射焦域内に受信系の空間分解能に相当する間隔において配列された複数の焦点に収束するフォーカス回路を並列に持ち、キャビテーションにより放射される周波数  $f_0/2$ 、 $f_0/3$  などの分調波成分や周波数  $4f_0$ 、 $6f_0$ 、 $8f_0$  などの高調波成分や  $3f_0/2$ 、 $5f_0/2$ 、 $7f_0/2$  などの分調波の高調波成分の超音波の発生および発生位置を検出する。キャビテーション発生位置と発生強度を表す信号は、表示回路  $30$  に与えられる。ここで、並列処理フォーカス回路を上記焦点の数より少ない数もちい、それぞれの焦点を走査するよう構成することにより受信フォーカス回路 I ( $13$ ) および受信フォーカス回路 II ( $14$ ) のコスト低減をはかること

もできる。

図中 2 1 は超音波撮像専用アレイ型送受信探触子であり、2 2 はそれを探触子面に垂直な軸のまわりに回転させる回転機構であって、照射対象の位置ぎめに必要な複数の超音波パルスエコー断層像を得ることのできる構成となっている。探触 2 2 のそれぞれの素子は、送受信アンプ 2 4 を介して送信制御回路 2 3 と受信フォーカス回路 2 5 に接続されている。表示回路 3 0 は、得られたエコー断層像に、受信フォーカス回路 I ( 1 3 ) および受信フォーカス回路 II ( 1 4 ) により検出されたキャビテーション発生位置と発生強度を表す信号が重畳されて表示されるよう構成されている。

良好な画像分解能を得るため、探触子 2 1 の超音波周波数帯域は  $4 f_0$  以上とする。また、キャビテーションにより放射される周波数  $4 f_0$ 、 $6 f_0$ 、 $8 f_0$  などの高調波成分や  $9 f_0 / 2$  などの分調波の高調波成分は、素子群 1 - 1 ~ 1 - N および素子群 2 - 1 ~ 2 - M よりも、むしろ探触子 2 1 により検出されるよう構成してもよい。さらに、照射部主制御回路 2 0 により、駆動位相生成回路 I ( 1 1 ) および駆動位相生成回路 II ( 1 2 )、駆動信号生成回路 7 - 1 ~ 7 - N および 8 - 1 ~ 8 - M を制御することにより、超音波撮像専用アレイ型送受信探触子 2 1 の撮像用超音波パルス送信と同期させてパルス超音波を送波し、素子群 1 - 1 ~ 1 - N および 2 - 1 ~ 2 - M による送信と探触子 2 1 による受信で得られる

キャビテーション発生用強力超音波集束位置を、探触子 21 による送受信で得られるエコー断層像に重畳させて表示することもできる。

- また、キャビテーション発生の効率は、基本周波と倍  
5 周波との相対的位相関係により左右されるので、キャビ  
テーションにより放射される高調波成分や分調波の高調  
波成分の強度が最大となるよう駆動信号生成回路 7-1  
~ 7-N および 8-1 ~ 8-N を制御し相対的位相関係  
を最適化するように構成することにより、さらに効率の高  
10 いキャビテーション発生を実現することができる。高調  
波成分や分調波の高調波成分の強度による最適化が困難  
な場合や、その機能を省略したい場合には、相対的位相  
関係を倍周波について  $\pi/8 \sim \pi/4$  ずつずらしながら照射  
することにより、効率の高いキャビテーション発生を時  
15 間軸上少なくとも一定以上の割合で実現する方法もある。  
最適な相対的位相関係を探す場合も、予定に従って相対  
的位相関係をずらしていく場合も、1つの相対的位相関  
係においてキャビテーション発生に必要な一定時間（典  
型的には 0.1msec 程度）以上照射を続ける必要がある。
- 20 エコー断層像による超音波照射対象部位の観察から、  
対象部位の呼吸による運動が無視できず、問題となる場  
合には、受信フォーカス回路 25 から照射部主制御回路  
20 へ与えられる信号をもとに、照射フォーカスを対象部  
位の運動にあわせて移動するよう制御する。対象部位の  
25 運動が大きすぎて、照射フォーカス可能範囲を越えてい

たり、トラッキングが困難な場合には、呼吸検出部 3 2 から照射部主制御回路 2 0 へ与えられる信号をもとに、超音波照射時期を呼吸に同期させ、呼吸時相のある一定範囲内においてのみ超音波照射を行なうよう制御する。

- 5      また、本発明の効率的音響キャビテーション発生法を応用し、本実施例のもつ超音波診断装置としての描画力を向上することもできる。すなわち、素子群 1 - 1 ~ 1 - N および素子群 2 - 1 ~ 2 - M を用いて比較的小さな強度において 2 周波重畳超音波照射を行い、探触子 2 1
- 10      を用いた超音波パルスエコー法による描画対象中に効率的に音響キャビテーションを発生させて血流など描画対象のエコー特性を強調し、探触子 2 1 を用いた超音波パルスエコー法単独ではドプラ法によっても描画の難しい微細な血管中の血流や低速血流を、描画可能とすることが
- 15      できる。

次に、図 4 A、図 4 B、図 5 を参照して、本実施例の超音波トランスデューサ部をさらに詳しく説明する。図 4 A、図 4 B には、例として、超音波素子群 1 - 1 ~ 1 - N および 2 - 1 ~ 2 - M により構成される 1 6 セクタ

20      × 2 トラックのアレイ型強力超音波トランスデューサを示す。図 4 A がトランスデューサを下から見た状態と各素子群とその周辺回路の一部を示す図であり、図 4 B はトランスデューサの断面構造を示す図である。

この集束型強力超音波トランスデューサは、焦点の走

25      査を必要最小限の素子数  $N + M$  により可能とするため、

- 幾何学的フォーカスを有している。本実施例では、幾何学的フォーカスは、超音波素子群 1-1 ~ 1-N および 2-1 ~ 2-M を軽合金製球殻 33 上に配置することによって与えられている。マグネシウムまたはアルミニウムを主成分とする軽合金製球殻 33 は、超音波照射面側が幾何学的焦点 F を中心とする球面の一部を成す凹面となっており、背面側が圧電セラミック製の超音波素子を接着するために研磨された多面体状となっている。軽合金製球殻 33 は、熱伝導性が良好であるので強力超音波照射時の圧電素子の冷却に有効であり、さらに、各圧電素子の接地電極としても働いている。また、トランスデューサ・ハウジングの一部を形成しており、強力超音波照射時に発生する熱を奪うための冷却用流体通路 33 が設けられ、体表との音響カプリングを容易にするための脱気水入り水袋 35 が取り付けられている。マグネシウムやアルミニウムを主成分とする軽合金は、圧電セラミクスとカプリング用脱気水の中間の音響インピーダンスを有するので、球殻 33 は両者の間の音響整合材としても働いている。
- 20     なお、本実施例では、球殻 33 の厚さは、基本周波において半波長、倍周波において 1 波長となるように選択されているが、基本周波素子 1-1 ~ 1-N の部分と倍周波素子 2-1 ~ 2-M の部分とで厚さを変え、それぞれの周波数において 1/4 波長とし、パルス状超音波の送受信特性を改善するよう選択することもできる。

図 4 A、図 4 B に示すアレイ中央部の円形の穴には、超音波撮像専用パルスエコー送受信探触子 2 1 がおさまられている。この探触子 2 1 の基本構造は超音波診断装置に用いられているセクタ走査型アレイ探触子と同等であり、その中心周波数は、本実施例では、倍周波素子 2 - 1 ~ 2 - M の共振周波数の 2 倍に設定されている。単数の 1 次元アレイ探触子により複数断層面の撮像を可能とするため、探触子 2 1 は、トランスデューサ・ハウジング 3 3 に対し、トランスデューサの中心軸まわりに回転可能となっており、その回転は、回転機構 2 2 により行なわれる。

本実施例では、トランスデューサの幾何学的焦点距離は約 12 cm であり、アレイの外径約 12 cm、内径約 4 cm、2 つのトラックを区切る円の直径約 8 cm である。基本周波を発生する外側トラックの直径が、倍周波を発生する内側トラックの直径のおよそ 2 倍となっているため、焦点面における基本周波スポットの直径と倍周波スポットの直径はほぼ等しくなり、2 周波の相乗効果によるキャビテーション発生が効率的に行なわれる。

さらに、アレイの外形 12 cm に対し、内径を 3 cm、2 つのトラックを区切る円の直径を 6 cm とすれば、外側とトラックと内側とトラックとが、ほぼ厳密に波長の比において相似となるため、焦点面における倍周波のピーク音圧分布が基本周波とほぼ同一となる。

本構成によれば、基本周波と倍周波とが同時に照射さ



れるのは焦点近傍のみであるので、照射対象に焦点を設定することにより、その近傍においてのみ局所的にキャビテーションを効率的に発生させることができる。

図 5 は、本実施例の超音波トランスデューサ部に、矩形アレイを用いた例である。図中、同機能・同名称の部分には、図 4 A、図 4 B と同じ番号を与えた。短辺 4 cm 長辺 16 cm の矩形の圧電セラミックよりなる超音波トランスデューサは  $2N + M$  個の素子に分割されており、短辺両端の  $2N$  個の素子は互いに電氣的に接続され、電氣的に独立な  $N$  個の基本周波発生素子  $1-1 \sim 1-N$  と  $M$  個の倍周波発生素子  $2-1 \sim 2-M$  からなるアレイ・トランスデューサを形成している。マグネシウムまたはアルミニウムを主成分とする軽合金製音響整合層 33 の照射面側は円筒面の一部を成しており、その凹部は、音速が水と同程度か、より遅い高分子材料製音響的充填材 36 により充填され、表面は平面または凸面となるよう成形されていて、全体として線分  $F'F''$  に収束する幾何学的フォーカスを形成している。

図 5 の実施例の超音波トランスデューサは、超音波診断装置に用いられているリニア走査型あるいはセクタ走査型のアレイ探触子としても機能する基本構造を有している。従って、図 3 に示された基本構成のうち、超音波撮像専用探触子 21 とその回転機構 22、送信制御回路 23、送受信アンプ 24、受信フォーカス回路 25 なしに、照射対象の位置ぎめに必要な超音波パルスエコー断

層像を得ることができる。ただし、通常のリニア走査型あるいはセクタ走査型探触子と同様、撮像可能な断層面は、長辺に平行な方向のみである。また、倍周波発生素子の短辺方向（アレイ配列方向と直交する方向）の幅に  
5 対し、電氣的に共通接続した基本周波発生素子の短辺方向の幅をおよそ2倍としているので、焦点面における基本周波スポット、倍周波スポットそれぞれの短辺方向の拡がりはほぼ等しくなり、2周波の相乗効果によるキャビテーション発生が効率的に行なわれる。本構成の場合  
10 も、基本周波と倍周波とが媒質中で合成され、2周波が同時に照射されるのは焦点近傍のみであるので、照射対象に焦点を設定することにより、その近傍においてのみ局所的にキャビテーションを効率的に発生させることができる。このことは、キャビテーションにより導かれる  
15 音響化学作用を治療目的に用いる場合、照射対象の前方または後方に離れた部位において副作用の生ずる可能性を実質的になくすることができるという特長につながる。

図4A、図4Bの超音波トランスデューサを具備し図3の全体構成を有する超音波照射装置によって超音波を  
20 照射することにより、実際に水溶液中において音響化学効果を効率的に発生させた例について、図6を用いて説明する。実験は、酸化作用により沃素イオンから沃素分子が遊離する音響化学反応について行なった。沃化カリウムに抱水クロラルを加えた水溶液を（ガラスに比べ超  
25 音波の透過性の良い）ポリスチレン製の試験管に入れて

集束型超音波トランスデューサの焦点におき、超音波を照射した。遊離した沃素の濃度は吸光度により決定し、その値から音響化学反応速度を求めた。

図 6 は、基本周波 7 5 0 k H z と倍周波 1 . 5 M H z とを両者の超音波パワの和を一定として同時に照射したときの音響化学反応速度を、全超音波パワに対する基本周波パワの比についてプロットしたものである。ここで、焦点近傍における基本周波・倍周波の超音波強度の和は、およそ 3 0 W / 平方 c m であった。基本周波・倍周波それぞれ単独では音響化学反応速度は実験誤差範囲で 0 であったのに対し、両周波を同時に照射したときの相乗効果は著しく、特に全超音波パワに対する基本周波パワの比が 0 . 2 ~ 0 . 8 ( 基本周波 : 倍周波 = 1 : 4 ~ 4 : 1 ) のとき高い音響化学反応速度が得られた。

次に、基本波と倍周波とを同じ送波素子により送受信する実施例を図 7 ~ 図 2 0 を用いて詳細に説明する。

まず、送波素子については、圧電材料またはそれと同等の音響インピーダンスをもつ材料により構成し、全体の厚さを基本周波について半波長とし、厚さにおいてその全体ではなく一部の領域が圧電的に駆動されるよう構成することにより、基本周波数とその 2 倍の周波数の両方について圧電的に活性とする。これは、通常の圧電素子のように厚み全体が圧電的に駆動されるよう構成すると、基本共振周波数の偶数倍の周波数について圧電的に不活性となってしまうことを避けるための工夫である。

また、通常のように正弦波または対称性のよい矩形波を駆動波形として動作する駆動回路では、駆動波形が基本周波数の偶数倍の周波数の成分を含まないため圧電振動子から偶数倍周波の超音波を発生させるには適さない

5    ので、目的周波数成分を含む波形を駆動波形とするような駆動回路の工夫が必要である。第 1 の工夫は、駆動波形として矩形波を用いる場合に、通常のように高低 2 つの電位にとどまる時間の比を 1 : 1 ではなく、非対称な比とするものである。駆動回路に関する第 2 の工夫は、

10   矩形波の代わりに鋸歯状波またはそれを模擬した階段波を駆動波形とするものである。駆動回路に関する第 3 の工夫は、圧電振動子にキャパシタおよびインダクタを付加して基本周波数とその 2 倍の周波数の両方において共振する共振回路を形成し、これを基本周波数において駆

15   動する回路とその 2 倍の周波数において駆動する回路により駆動するものである。

圧電材料またはそれと同等の音響インピーダンスをもつ材料により構成され、基本周波について半波長の厚さをもつ圧電厚み振動子について、図 8 のように、音響学的厚さ（着目している共振モードの音速について振動子が

20   一様でない場合それを補正した厚さ）において端から  $\alpha$  の割合に相当する領域が圧電的に駆動されるような構成を考える。圧電体のうち圧電的に駆動される部分 7 1 と圧電的に駆動されない部分 7 2 は、焼結されるか強固

25   な接着剤などによって音響学的にみて一体化されている。

図 8 の例では、電界は部分 7 2 を覆う電極 7 4 と電極 7 3 の間に印加される。電極 7 4 で覆われた部分 7 2 は圧電的に駆動されない部分となる。

この圧電振動子の本周波数およびその 2 倍の周波数における電気・機械変換効率  $\varepsilon_0$  および  $\varepsilon_1$  は、

$$\varepsilon_0 = E \sin^4(\pi \alpha / 2) \quad (1)$$

$$\varepsilon_1 = E \sin^4 \pi \alpha \quad (2)$$

とあらわされる。ここで E は材料等によりきまる定数である。通常のような厚み全体が圧電的に駆動される構成は、 $\alpha = 1$  の場合に相当するが、このとき (式 1) および (式 2) より  $\varepsilon_0 = E$ 、 $\varepsilon_1 = 0$  となり、基本周波は変換できても、2 倍周波は変換することができない。これは、2 倍周波における共振状態では、厚みの半分が圧縮方向に歪んでいるとき残りの半分は伸張方向に歪んでいる必要があるが、この構成では厚み全体が一様に圧縮方向または伸張方向歪むモードしか圧電的に駆動できないからである。これに対し、 $\alpha = 2/3$  とすると、(式 1) および (式 2) より  $\varepsilon_0 = \varepsilon_1 = 9/16 E$  となり、基本周波と 2 倍周波の両方を同程度の変換効率により変換することができるようになる。

次に、駆動波形について、まず、矩形波の場合を説明する。図 9 のような高低 2 つの電位にとどまる時間の比が  $\beta : (1 - \beta)$  である矩形波に含まれる基本周波数成分およびその 2 倍の周波数の成分のパワー  $\varepsilon_0$  および  $\varepsilon_1$  は、

$$\xi_0 = F \sin^2 \pi \beta \quad (3)$$

$$\xi_1 = (F/4) \sin^2 2\pi \beta \quad (4)$$

とあらわされる。ここで  $F$  は高低 2 つの電位の差すなわち振幅等によりきまる定数である。通常のような対称性のよい矩形波は、 $\beta = 1/2$  の場合に相当するが、このとき (式 3) および (式 4) より  $\xi_0 = F$ 、 $\xi_1 = 0$  となり、基本周波成分は含むが、2 倍周波成分は含まない。これに対し、 $\beta = 1/4$  とすると、(式 3) および (式 4) より  $\xi_0 = F/2$ 、 $\xi_1 = F/4$  となり、基本周波と 2 倍周波の両方の成分を含む駆動波形が得られる。また、 $\xi_1$  の大きさはこのとき最大となる。

次に、矩形波の代わりに鋸歯状波またはそれを模擬した階段波を駆動波形とする場合について説明する。鋸歯状波が基本周波数の偶数倍の周波数成分をもつことはよく知られているので、ここでは、それを模擬した階段波の場合について詳しく説明する。図 10 のような、高低 2 つの電位にとどまる時間とその中間の電位にとどまる時間との比が  $\gamma : (1 - \gamma)$  である階段波に含まれる基本周波数成分およびその 2 倍の周波数の成分のパワー  $\eta_0$  および  $\eta_1$  は、

$$\eta_0 = G \sin^4(\pi \gamma / 2) \quad (5)$$

$$\eta_1 = (G/4) \sin^4 \pi \gamma \quad (6)$$

とあらわされる。ここで  $G$  は高低 2 つの電位の差すなわち振幅等によりきまる定数である。通常のような対称性のよい矩形波は、 $\gamma = 1$  の場合に相当するが、このとき

(式5) および (式6) より  $\eta_0 = G$ 、 $\eta_1 = 0$  となり、基本周波成分は含むが、2倍周波成分は含まない。これに対し、 $\gamma = 1/2$  とすると、(式3) および (式4) より  $\xi_0 = \xi_1 = F/4$  となり、基本周波と2倍周波の両方の成分を同程度含む駆動波形が得られる。

図11に示すように、圧電振動子にキャパシタを並列接続して総合キャパシタンスをC(43)としさらにインダクタL(44)、 $\mu L$ (45)およびキャパシタ $C$ (46)を付加した回路について、端子41および端子42が充分に出力インピーダンスの低い駆動回路に接続されているとみなすことができるとき、端子41側および端子42側からみた電氣的インピーダンスを $Z_1$ および $Z_2$ は、角速度を $\omega$ とおくとき

$$Z_1 = D / (1 + \nu - \mu \nu \omega^2 C L) \quad (7)$$

$$15 \quad Z_2 = D / \nu / (1 - \omega^2 C L) \quad (8)$$

とあらわすことができる。ここで、 $j$ を虚数単位とするとき

$$D = [1 - (1 + \nu + \mu \nu) \omega^2 C L + \mu \nu \omega^4 C^2 L^2] / j \omega C \quad (9)$$

20 である。 $\mu = 16/9$ 、 $\nu = 9/25$ のとき、これらの式より、

$$Z_1 = D' / (17/8 - \omega^2 C L) \quad (10)$$

$$Z_2 = D' / [9/16(1 - \omega^2 C L)] \quad (11)$$

$$D' = (5/8 - \omega^2 C L)(5/2 - \omega^2 C L) \quad (12)$$

とあたえられる。このとき、(式12)より $Z_1$ 、 $Z_2$ がともに $\omega^2 C L = 5/8$ または $5/2$ のとき極小となる。す

なわち、 $1:2$ の比をもつ2つの周波数において共振する特性を持つ回路が得られる。なお、(式10)および(式11)より $Z_1$ および $Z_2$ はそれぞれ $\omega^2 CL = 17/8$ および1のとき極大となるので、端子4-1および端子4-2を基本周波数およびその2倍の周波数においてそれぞれ駆動するよう構成するのが有利である。

上述のように工夫された送波素子を使用した音響キャビテーション発生位置監視機能を有する本発明の超音波照射装置の一実施例の全体構成を図7に、素子駆動回路部の構成を図1-2および図1-3に、超音波トランスデューサ部の構成を図1-4A、図1-4Bに示す。

この実施例は、送波素子が基本波と倍周波とで共用される点を除けば、図3の実施例と同じである。キー入力手段3-1から超音波照射治療戦略に関する情報が照射部主制御回路2-0に入力され、それに基づいて、焦点位置・音圧分布形状を規定する照射フォーカス・コード信号が、照射部主制御回路2-0から駆動位相生成回路1-1へ与えられる。生成された基本周波および倍周波の照射用トランスデューサ各素子を駆動する位相は、それぞれ駆動信号生成回路7-1～7-N（Nはトランスデューサ独立素子の総数）へ与えられる。基本周波および倍周波の駆動振幅の制御信号は、照射部主制御回路2-0から駆動信号生成回路7-1～7-Nへ与えられる。生成された駆動信号は素子駆動回路3-1～3-Nへ与えられ、照射用トランスデューサ素子群1-1～1-Nが駆動さ



れる。駆動振幅は照射部主制御回路 20 から素子駆動回路 3-1 ~ 3-N へ直接与えられる信号によっても制御されるよう構成されており、異常発生時に超音波照射を緊急停止する動作を確実にかつ容易なものとしている。

- 5 図 12 には、素子駆動回路 3-1 ~ 3-N の 1 素子分の回路構成を示し、さらに図 13 には、その一部を構成するプッシュプル型スイッチング回路の構成を示す。基本周波駆動部 47 と倍周波駆動回路 48 の出力部は、図 11 の基本構成を持ち基本周波数  $f_0$  と倍周波数  $2f_0$  において共振する回路を介して各素子に接続されている。図中においてキャパシタンス  $C$  およびインダクタンス  $L$  は、基本周波数  $f_0$  において共振する組合せとなっている。すなわち、

$$(2\pi f_0)^2 CL = 1 \quad (13)$$

- 15 図 13 のスイッチング回路は、低電位側（この場合は接地電位）の定電位源 49 および高電位側の定電位源 50 と出力端子 52 との接続は、それぞれ、スイッチング素子 53 および 54 により断続される構成となっている。交流成分のみを出力するために出力端子 52 はキャパシタ 58 を介して接続されている。電源電位安定化のため、定電位源 49 および 50 の間にはキャパシタ 58 が接続されている。入力端子 51 は、接地電位電位側のスイッチング素子 53 のゲートには直接接続されているが、高電位側のスイッチング素子 54 のゲートにはキャパシタ 55 を介して接続されている。スイッチング素子 54 の
- 20
- 25

ゲートの直流レベルは、ゲート駆動信号振幅（最高電位と最低電位との差）のツェナー電位を持つツェナーダイオード 56 のはたらきにより、ゲート駆動信号の最高電位が高電位側定電位源 50 の電位と等しくなるよう制御  
5 される。その直流レベルの暴走を防ぐため、抵抗 57 がツェナーダイオード 56 に並列接続されている。

素子群 1-1 ~ 1-N により構成される照射用トランスデューサは、照射対象物中に発生するキャビテーション検出のための受信トランスデューサとしても動作する。  
10 各素子により受信された信号は、帯域除去フィルタ 5-1 ~ 5-N により照射信号帯域の成分が除かれた後、それぞれ受信アンプ 9-1 ~ 9-N へ導かれて増幅され、受信フォーカス回路 13 へ与えられる。前述のように、素子駆動回路 3-1 ~ 3-N 出力部は、周波数  $f_0$  と 2  
15  $f_0$  において共振する共振回路を介して低インピーダンス回路と接続されているので、 $f_0$  と  $2f_0$  をはずれた周波数においては駆動回路の出力インピーダンスがシャントとなって受信感度を阻害することはない。

超音波撮像専用アレイ型送受信探触子 21 によるエコー  
20 断層像の表示および対象部位の呼吸による運動への対応は図 3 の実施例と同じであるので、説明を省略する。

次に、図 14 A、図 14 B を参照して、本実施例の超音波トランスデューサ部を図 4 A、図 4 B に示す超音波トランスデューサ部との差異を説明する。図 14 A のト  
25 ランスデューサを下から見た状態と各素子群とその周辺

回路の一部を示す図は同じである。

図 1 4 B に示す圧電素子部は、基本周波における  $1/3$  波長（＝倍周波における  $2/3$  波長）の厚さをもつ板状圧電セラミックに、同じ圧電セラミック材からなるが、電  
5 極を短絡するか電極分極処理をしないことによって実質的に圧電不活性とした板であって、基本周波における  $1/6$  波長の厚さをもつ板を熱膨張率の比較的小さな接着剤を用いて強固に接着することにより構成されている。

この圧電不活性的な板は、圧電セラミックとほぼ等しい  
10 音響インピーダンスをもつ亜鉛や銅などの圧電不活性的な材料により構成してもよい。このような構成により基本周波・倍周波両方の周波数において圧電活性をもつ圧電振動子の実現されている。図面の上では、送波素子 1 - 1、1 - 2 がおなじ厚さで表示される点においてのみ異  
15 なる。

また、ハウジングの一部を形成する球殻 3 3 を、軽合金製ではなく亜鉛または銅製とし、基本周波において  $1/6$  波長の厚さを与え、基本周波において  $1/3$  波長の厚さの圧電セラミック素子を貼り付ける構成としても、基本  
20 周波・倍周波両方の周波数において圧電活性とすることができ、図 1 4 A、図 1 4 B の構成の方が、隣接素子間の音響的分離において、やや優れる。

図 1 4 A、図 1 4 B に示すアレイ中央部の円形の穴には、超音波撮像専用パルスエコー送受信探触子 2 1 がお  
25 さめられている点も図 4 A、図 4 B の場合と同じである。

図 1 5 は、本実施例の超音波トランスデューサ部に、  
矩形アレイを用いた例であるが、この場合も、図 1 4 A、  
図 1 4 B に対する図 4 A、図 4 B の場合と同じように、  
図面の上では、送波素子 1 - 1、1 - 2 がおなじ厚さで  
5 表示される点においてのみ図 5 と異なる。なお、圧電素  
子群 1 - 1 ~ 1 - N、2 - 1 ~ 2 - N、3 - 1 ~ 3 - N  
のうち 1 - 1 ~ 1 - N および 3 - 1 ~ 3 - N は対応する  
素子同士が電氣的に互いに接続されているが、素子群 2  
- 1 ~ 2 - N に対して異なった位相で駆動することがで  
10 きるので、短辺側フォーカスに関しても深さ方向の焦点  
移動が可能である。

以上では、基本周波に対し任意の位相関係にある倍周  
波を任意の振幅比により重畳することのできる回路構成  
およびそれを含む装置構成について説明したが、基本周  
15 波に対し一定の位相関係にある倍周波のみを重畳できれ  
ばよいように制限を緩めれば、より単純な回路構成によ  
り倍周波の重畳が可能となる。重畳した結果として図 9  
に示したような波形を得ようとする場合、すなわち、基  
本波に対し 2 倍高調波を互いに余弦波の位相関係として  
20 重畳する場合には、図 1 3 に示したプッシュプル式回路  
を 1 素子あたり 1 回路用いればよい。すなわち、プッシ  
ュプル式回路を構成する 2 つのスイッチング素子 5 3、  
5 4 のうち 5 3 がオン 5 4 がオフの状態と 5 3 がオフ 5  
4 がオンの状態とを繰り返すように制御するとき、そ  
25 れぞれの状態にとどまる時間の比を 1 : 1 ではなく、

1 : 3 など不等比となるよう制御することにより基本周波数の超音波とその2倍の周波数の超音波とを同時に照射することができる。

重畳した結果として図10に示したような波形を得ようとする場合、すなわち、基本波に対し2倍高調波を互いに正弦波の位相関係として重畳する場合に必要な回路構成を図16に示す。この回路を1素子あたり1回路用い、圧電振動子を駆動する。3つの直流的定電位源50、60、49と、それぞれの定電位源と圧電振動子の電気的接続をオン・オフするための圧電振動子1つあたり3つのスイッチング素子群54、53、63および64よりなる駆動回路のゲート入力端子66、65、68、67を図17の示すタイムチャートにより制御することにより、図11に示したような立ち上がりが立ち下がりに比べ急な駆動波形を端子52における出力波形として得ることが出来る。また、タイムチャートを変更することにより立ち下がりが立ち上がりに比べ急な駆動波形を得ることも出来る。図17の駆動波形を得る場合にはゲート入力端子67はオフのままであったが、このときには、図17の場合のゲート入力端子68に類した制御を行なうことになる。また、図16の回路構成によれば、図13の回路構成により可能な駆動波形はもちろん得ることが出来るので、少なくとも位相関係については任意の倍周波重畳波による駆動が可能である。入力端子67はスイッチング素子63のゲートに直結されているが、他の入

力端子 6 5、6 6、6 8 は、それぞれ、スッチング素子 5 3、5 4、6 4 ののゲートに対し、図 1 3 中のスッチング素子 5 4 のゲート周辺回路と同様の回路を介して接続されている。また、スッチング素子 6 3、6 4 の逆流防止のため、それぞれ、ダイオード 6 1 および 6 2 が直列接続されている。

また、以上の実施例では、超音波トランスデューサとして、構成は複雑であるが汎用性に優れると考えられる電子走査型アレイ・トランスデューサを採用した例について述べたが、本発明の適用範囲はこれにとどまらず、図 1 8 に一例を断面図で示した単フォーカス手動走査型トランスデューサや単フォーカス機械走査型トランスデューサ、図 1 9 に一例を断面図で示した非フォーカス型平面波トランスデューサなどにも適用可能である。図中、電極 7 3 はリード線 7 5 により同軸コネクタ 7 6 に接続されている。銅またはアルミニウムなど高熱伝導性金属よりなるハウジング 7 7 には冷却用水路 7 8 が設けられ、超音波発生動作中圧電体より発生する熱を奪い、また、場合によっては超音波照射対象物を冷却するよう構成されている。図 1 8 中、マグネシウムまたはマグネシウム系合金よりなる音響レンズ 7 9 の中央部の厚さは、基本周波数において  $1/4$  または  $1/2$  波長とすることにより、高い効率の確保をはかっている。図 1 9 中、マグネシウムまたはアルミニウムなどの軽金属よりなる平板 7 9 の厚さは、基本周波数において  $1/4$  または  $1/2$  波長とする

ことにより、高い効率の確保をはかっている。また、図 18 中のマグネシウムまたはマグネシウム系合金よりなる音響レンズ 80 の中央部の厚さも同様である。

従来、大きな超音波強度の得にくい平面波では、非定在波 5 的音場において実用上十分なキャビテーションを発生させることは事実上不可能であったが、本発明の倍周波重畳法によってそれが可能になった。これによって、図 19 のような平面波トランスデューサを体表にあてたり、術中に用いることによって、治療効果を得ることが 10 できることになった。さらに、図 20 に一例を断面図で示した針状トランスデューサを患部に刺入することによっても、治療効果を得ることができるようになった。この場合、超音波はマグネシウムまたはマグネシウム系合金よりなる先端の円錐部 81 によって、むしろ拡散さ 15 れる構成となっている。超音波の拡散を防ぎたい場合には、先端の円錐部 81 を音速の比較的遅い材料により構成すればよい。

なお、以上では、基本周波にその倍周波を重畳してキャビテーション発生を効率化する実施例について述べた 20 が、上記 2 周波に基本周波の 4 倍、6 倍さらには 8 倍の周波数をもつ波を重畳することにより、キャビテーション発生を一層効率化することもできる。

次に、本発明の他の実施例を図 21 ～ 図 24 を用いて詳細に説明する。

25 この実施例は、図 19 の実施例もこの点同様であるが、

平面波の近距離音場では回折効果による位相回転が無視できるため、両周波の平面波が、それぞれの近距離音場において、両周波の波面が互いに平行となるようにたしあわせる構成とすれば、広い領域にわたり両周波の位相  
5 関係を音響キャビテーションの生成にとって有利な条件とすることができることに着目したものである。

本発明の一実施例である超音波治療装置について、その術中超音波治療トランスデューサ部の構成の一例を図21に示す。基本周波および倍周波をそれぞれ発生する  
10 平面型圧電体1および2は、互いに平行に対向するよう取り付けられている。両圧電体は、それぞれマグネシウム系合金よりなる音響整合層79-1および79-2に音響学的に十分な強度で接着されている。超音波発生時に生ずる熱は、これらの高熱伝導性音響整合層から、や  
15 はり高熱伝導性の金属よりなるハウジング77-1および77-2に導かれ、冷却用水路78-1および78-2によりトランスデューサ部より奪われる。また、場合によっては、この冷却機能を超音波照射対象である患部の表面付近を冷却する目的でも使用することもできる。

20 例えば肝臓の一葉110にある患部を治療しようとする場合、平面型圧電体1および2により患部を挟むようにして、患部に両面から基本周波と倍周波の超音波を同時に照射する。平面型圧電体1および2の間の距離は、平行移動機構90により、平行を保持しながら調整可能  
25 になっている。両圧電体の音響整合層79-1および7



9 - 2 の表面間の距離は、原則として基本周波半波長の整数倍となるよう設定する。両音響整合層と肝臓の一葉 1 1 0 との間には、生体と同じ浸透圧をもつゼリーを必要に応じてみたすことにより超音波の伝達を助ける。また、圧電体中央部に設けられた小穴には、小型超音波検出子 2 1 が取り付けられ、音響キャビテーション発生に対応する高調波の発生や分調波の高調波の発生を検出する。検出された信号に基づき、基本周波と倍周波の照射強度を調整したり、前記の音響整合層 7 9 - 1 および 7 9 - 2 の表面間の距離を微調整して最適化を図る。

図 2 1 に対し、1 つの圧電体から基本周波と倍周波とを同時に発生させる構成とした術中超音波治療トランスデューサ部の一例を図 2 2 に示す。

基本周波と倍周波とを同時に発生する平面型圧電体 ( 7 1 および 7 2 - これは図 8 で説明した構成と同じである ) に対し、ステンレスなどよりなり基本周波について半波長の整数倍の厚さをもつ反射板 9 2 が、平行に対向するよう取り付けられている。平面型圧電体は、マグネシウム系またはアルミニウム系合金よりなり基本周波について半波長の整数倍の厚さをもつ厚み振動板 7 9 に、音響学的に十分な強度で接着されている。例えば肝臓の一葉 1 1 0 にある患部を治療しようとする場合、平面型圧電体と反射板 9 2 により患部を挟むようにして、平面型圧電体から患部に基本周波と倍周波の超音波を同時に照射する。平面型圧電体と反射板 9 2 の間の距離は、平

行移動機構 90 により、平行を保持しながら調整可能になっている。厚み振動板 79 と反射板 92 の表面間の距離の設定は前記 79-1 および 79-2 の表面間距離と同様に最適化を図る。

- 5      この構成により、図 21 の実施例において両平面型圧電体 1 および 2 の両音響整合層 79-1 および 79-2 の間に形成された定在波音場とほぼ同等の音場を、厚み振動板 79 と反射板 92 との間に形成することができる。反射板 92 は平面型圧電体 2 のハウジング 79-2 より  
10 もはるかに薄く設計することができるので、術中の使い勝手に優れ、この点において、図 22 の構成の方が図 21 の構成より有利である。

図 21、図 22 に示す術中超音波治療トランスデューサは、夫々、図 3、図 7 に示す実施例の超音波治療装置  
15 の構成における送信素子 1、2 または送信素子 1 に置き換えることで術中超音波治療装置を構成することができる。また、図 21、図 22 中の超音波検出子 21 は図 3、図 7 中の探触子 21 に対応する。

図 23 には、また、本発明の実施例である超音波化学  
20 反応装置の反応器構成の一例を示す。反応容器 91 には液体が充たされており、音響化学反応の前駆物質は液体に溶解するか分散した状態で反応容器 91 の入口 93 から流入し、音響化学反応の生成物は、やはり液体に溶解するか分散した状態で反応容器 91 の出口 94 から流出  
25 するよう構成されている。反応容器 91 の内壁の一部を

構成する互いに平行な音響整合層 7 9 - 1 および 7 9 - 2 を、図 2 1 の実施例と同様にマグネシウム系軽金属などにより構成する場合、 $1/4$  波長またはそれに半波長の整数倍を加えた厚さとするが、要求される化学的安定性を確保するためにステンレスや石英ガラスなどにより構成する場合には、半波長の整数倍の厚さとする。また、反応容器内壁間の距離は、共振条件をみたすよう基本周波の半波長の整数倍とする。図の例では、それを基本周波において 1 波長の距離に選ぶことにより、内壁の近傍だけでなく容器中央部も基本周波および倍周波の両者について定在波の音圧の腹となるよう設計した。音響キャビテーションの発生に本質的に優れる図 2 3 の構成は、また、気泡発生器の構成としても有利である。

1 つの圧電体から基本周波と倍周波とを同時に発生させる構成とした超音波化学反応装置の反応器あるいは気泡発生器の構成の一例を図 2 4 に示す。基本周波と倍周波とを同時に発生することのできる平面型圧電体は、ステンレスや石英ガラスなどにより構成され基本周波について半波長の整数倍の厚さをもち反応容器 9 1 外壁の一部を構成する厚み振動板 7 9 に、音響学的に十分な強度で接着されている。厚み振動板 7 9 に平行な反対側の外壁 9 2 は、やはり基本周波について半波長の整数倍の厚さをもち、反射板として機能する構成となっている。この構成により、図 2 3 の実施例において両音響整合層 7 9 - 1 および 7 9 - 2 の間に形成された定在波音場とほ

ぼ同等の音場を、厚み振動板 7 9 と反射板 9 2 との間に形成することができる。

次に、洗浄槽中で同一の探触子から基本周波数および倍周波を照射することにより洗浄を行う洗浄装置の実施例について図 2 5 で説明する。

洗浄用の液体 1 0 1、例えば純水あるいは過酸化水素およびアンモニアを含む半導体基板用洗浄液、を入れる洗浄槽 1 0 2 と、洗浄槽 1 0 2 の底面に振動面を貼着した圧電体 1 0 3 と、圧電体 1 0 3 に貼着した 1 0 3 と実質的に同じ音響インピーダンスを有する固体からなる振動方向の音響学的厚みが 1 0 3 の  $1/2$  である平板 1 0 4 と、1 0 3 および 1 0 4 により構成される複合共振型厚み振動子の共振周波数  $f_0$  および  $2 f_0$ 。電気信号をそれぞれ生成する波形生成器 1 0 5 および 1 0 6 と、波形生成器 1 0 5 および 1 0 6 より出力された電気信号を互いにか産して増幅する増幅回路 1 0 7 を介して圧電体 1 0 3 に交流電圧を印加するように構成したものであり、この構成により、洗浄槽 1 0 2 中の洗浄用の液体 1 0 1 に周波数  $f_0$  および  $2 f_0$  の超音波を照射する。

かかる構成をした超音波洗浄装置において、圧電体 1 0 3 と平板 1 0 4 とを貼り合わせた振動板は先に図 8 で説明した圧電厚み振動子と実質的に同じ構成とされており、波形生成器 1 0 5、1 0 6 ならびに増幅回路 1 0 7 により励振することによって、領域 1 0 8 において基本周波  $f_0$  とその倍周波  $2 f_0$  を共存させることができる。

この領域 108 に洗浄される対象 109 例えば半導体基板を置くことにより、洗浄される対象の表面 109 で高効率に音響キャビテーションが生じ、この音響キャビテーションにより洗浄される対象 109 の表面の洗浄が行われる。

次に、洗浄槽中で異なる振動子より基本周波および倍周波を照射することにより洗浄を行う洗浄装置の実施例について、図 26 で説明する。

洗浄用の液体 101 を入れる洗浄槽 102 と洗浄槽の底面の一つに振動面を貼着した基本周波数  $f_0$  に共振する圧電体 103' と洗浄槽の他の底面に  $f_0$  の倍周波  $2f_0$  に共振する圧電体 103'' とを有する構成とし、周波数  $f_0$  の成分を有する電気信号を生成する波形生成器 105 と  $2f_0$  の成分を有する電気信号を生成する波形生成器 106 より出力された電気信号をそれぞれ増幅器 107' および 107'' で増幅して圧電体 103'、103'' に印加して圧電体を振動させ、洗浄用の液体 101 に超音波を照射する。その結果、領域 108 において基本周波  $f_0$  とその倍周波  $2f_0$  を共存させることができる。この領域に洗浄される対象 109 例えば半導体基板を置くことにより、洗浄される対象 109 の表面で高効率に音響キャビテーションが生じ、この音響キャビテーションにより洗浄される対象 109 の表面の洗浄が行われる。

次に、噴射装置より噴射される洗浄液に超音波を照射

することにより洗浄を行う洗浄装置の実施例について図 27 で説明する。

本実施例は、洗浄用の液体 101、例えば純水、を導く管 112 とその先端部に取付られたノズル 113 とノズル 113 の内部に保持した圧電体 103 と 103 に貼着した、103 と実質的に同じ音響インピーダンスを有する固体からなる、振動方向の音響学的厚みが 103 の  $1/2$  である平板 104 と、103 および 104 により構成される複合厚み振動子の共振周波数  $f$ 。および  $2f$ 。の信号をそれぞれ生成する波形生成器 6 と、波形生成器 105 および 106 より出力された信号を互いに加算して増幅し、圧電体 103 に印加する増幅回路 107 とを含んで構成したものである。

かかる構成をした超音波洗浄装置において、圧電体 103 平板 104 とを貼り合わせた振動板は先に図 8 で説明した圧電厚み振動子と実質的に同じ構成とされており、波形生成器 105、106 ならびに増幅回路 107 により励振することによって、ノズル 113 から噴出される領域 120 において基本周波  $f$ 。とその倍周波  $2f$ 。を共存させることができる。その洗浄用液体 101 をノズル 113 より、回転しているかまたは静止しているステージ 119 にむけて発射することにより、領域 120 にある洗浄される対象 121 例えば半導体基板の表面で、その結果、高効率に音響キャビテーションが生じ、この音響キャビテーションにより洗浄される対象 121 の表

面の洗浄が行われる。

図 2 5 から図 2 7 の超音波洗浄装置の実施例による化学的洗浄効果を評価した結果を、特に、図 2 5 の場合を例として説明する。

- 5 化学的洗浄の例としてアンモニアと過酸化水素を用いる半導体基板の酸化による洗浄を行ったが、半導体基板中の酸化の進行は一定の深さに達するとそこで止まってしまい定量化することが困難であったため、洗浄器内の半導体基板を保持する位置に酸化反応により呈色の生じる物質を保持し、超音波の照射による該物質の酸化反応速度を測定し、該酸化反応速度を洗浄の効率の指標とした。実験は、酸化作用により沃素イオン  $2 I^-$  から三沃化物イオン  $I_3^-$  が生成する反応について行なった。沃化カリウムに抱水クロラルを加えた水溶液を厚さ 0 .
- 10 0 3 m m のポリエチレン製のバッグに入れて、半導体基板を保持する位置に保持し、超音波を照射した。生成した三沃化物イオンの濃度は吸光度により決定し、その値から酸化反応速度を求めた。基本周波 7 5 0 k H z と倍周波 1 . 5 M H z とを両者の超音波パワの和を一定として同時に照射したときの酸化反応速度を、全超音波パワーに対する基本周波パワーの比についてプロットすると、先に図 6 によって説明したと同じ特性の酸化反応速度が得られた。ここで、酸化反応の生じている場所における基本周波・倍周波の超音波強度の和は、およそ 3 0 W / c
- 20 m<sup>2</sup> であった。基本周波・倍周波それぞれ単独では酸化
- 25

反応速度は実験誤差範囲で 0 であったのに対し、両周波を同時に照射したときの相乗効果は著しく、特に全超音波パワに対する基本周波パワの比が 0.2 ~ 0.8 (基本周波 : 倍周波 = 1 : 4 ~ 4 : 1) のとき高い酸化反応速度が得られた。

基本周波と倍周波との音響パワ比を 1 : 1 に固定し、基本周波と倍周波との位相関係を変化させた際の酸化反応速度をプロットした結果を図 28 に示す。ここでも、酸化反応の生じている場所における基本周波・倍周波の超音波強度の和は、およそ  $30 \text{ W/cm}^2$  であった。図中横軸は基本波を  $\sin(2\pi f)$ 、倍周波を  $\sin(4\pi f + \alpha)$  とおいたときの  $\alpha$  の値を示している。 $\alpha$  の値が  $(1/4)\pi \sim (7/4)\pi$  のときに高い酸化反応速度が得られた。特に、 $\pi/2 \leq \alpha \leq \pi$  で著しく高い酸化反応が得られたが、ここで、 $\alpha = \pi/2$  は負圧ピーク音圧の絶対値が最大となるような位相関係、 $\alpha = \pi$  は音圧の立ち下がりが最も急俊となるような位相関係である。

また、本実施例に示した超音波洗浄装置は過酸化水素と硫酸を用いる洗浄およびトリクロロ酢酸を用いる洗浄および抱水クロラルを用いる洗浄に対しても有効であった。

次に、本発明を液体の殺菌に応用した例について図 29 で説明する。

本実施例は、処理槽 201 と、液体注入口 202 と、



液体排出口 203 と、弁 204 と、気泡注入口 205 と、  
処理槽 201 の底面に振動面を貼着した圧電体 206 と、  
206 に貼着した 206 と実質的に同じ音響インピーダ  
5 ンスを有する固体からなる振動方向の音響学的厚みが圧  
電体 206 の  $1/2$  である平板 207 と、206 および  
207 の形成する複合共振厚み振動子の共振周波数  $f_0$   
および  $2f_0$  の電気信号を生成する波形生成器 208a  
および 208b と、波形生成器 208a および 208b  
より出力された電気信号を加算し、増幅する増幅回路 2  
10 09 より構成したものである。

ここで、圧電体 206 と平板 207 との関係は図 25  
の実施例と同様、図 8 で説明したように構成される。圧  
電体 206 に共振周波数  $f_0$  および  $2f_0$  の交流電圧を  
印加して励振し、処理槽 201 中の液体に超音波を照射  
15 すると処理槽中の液体に基本周波  $f_0$ 。その倍周波  $2f_0$ 。  
を共存させることができる。このことにより処理槽内に  
おいて効率的に音響キャビテーションが生じ、液体の殺  
菌が行われる。

この際、気泡注入口 205 より空気などの気体を注入  
20 すると、安定してキャビテーション核が存在できるため、  
長時間の超音波照射によっても殺菌効果の低下が少ない。  
弁の開閉度およびタイミングの調整により液体の処理量  
および処理時間を変化させることができる。

なお、液体の組成を変えても構わない場合には、音響  
25 化学活性物質であるヘマトポルフィリン、クロリン等の

ポルフィリン系色素あるいは抱水クロラル、テトラクロロ酢酸等の含ハロゲン化合物を液体に加えることにより時間当たりの殺菌効果を向上させることができる。

図 2 6 の実施例と同様に、処理槽中で異なる場所より  
5 基本周波数および倍周波を照射することにより殺菌を行う処理装置とすることもでき、この実施例について図 3 0 により説明する。

液体処理装置の全体的な構成は図 2 9 と同様であり、  
基本周波数  $f_0$  に共振する超音波振動子 2 0 6 a と、  
10  $f_0$  の倍周波  $2 f_0$  に共振する超音波振動子 2 0 6 b の振動面を、夫々独立に、処理槽 2 0 1 の側壁に貼着し、夫々を周波数  $f_0$  の成分を有する電気信号を生成する波形生成器 2 0 8 a と、 $f_0$  の 2 倍の周波数の成分を有する電気信号を生成する波形生成器 2 0 8 b と、波形生成  
15 器 2 0 8 a および 2 0 8 b より出力された電気信号を増幅機 2 0 9 a および 2 0 9 b により、それぞれ独立に増幅して超音波振動子 2 0 6 a および 2 0 6 b に交流電圧を印加する点において異なるのみである。

超音波振動子 2 0 6 a 、 2 0 6 b により処理槽 1 内に  
20 超音波を照射すると処理槽中に基本周波  $f_0$  とその倍周波  $2 f_0$  を共存させることができる。このことにより処理槽内において効率的に音響キャビテーションが生じ、液体の殺菌が行われる。

## 請 求 の 範 囲

1. 複数周波数の超音波を生成する装置において、基本周波数の連続超音波とその2倍の周波数の連続超音波とをほぼ同一の対象に対してほぼ同時に照射するよう構成したことを特徴とする装置。
2. 特許請求の範囲第1項記載の装置において、基本周波を発生する送波素子と倍周波を発生する送波素子とが独立に設けられ、夫々独立の周波数の信号電圧によって駆動される超音波送波器を具備することを特徴とする装置。
3. 特許請求の範囲第2項記載の装置において、基本周波を発生する送波素子と倍周波を発生する送波素子が、ほぼ同一の焦点を共有するよう構成したことを特徴とする装置。
4. 特許請求の範囲第2項記載の装置において、超音波送波器が複数の基本周波を発生する送波素子と複数の倍周波を発生する送波素子とからなるアレイ型とされたことを特徴とする装置。
5. 特許請求の範囲第1項記載の装置において、照射対象における倍周波の強度が基本周波の強度の $1/4$ 倍以上4倍以下となるよう構成したことを特徴とする装置。
6. 特許請求の範囲第5項記載の装置において、照射対象における基本周波数 $f$ の超音波の波形が時間 $t$ について $\sin(2\pi f t)$ と表されるとき倍周波の波形が  $-s$

$\sin(4\pi f t)$  と近似されるよう、基本周波と倍周波との位相関係を設定したことを特徴とする装置。

7. 特許請求の範囲第1項記載の装置において、倍周波よりも高い周波数のパルス波を送受信することにより照射対象の超音波エコー像を形成すべく構成した超音波撮像部を具備することを特徴とする装置。

8. 特許請求の範囲第7項記載の装置において、基本周波の連続波またはバースト波と倍周波の連続波またはバースト波とをほぼ同一の対象に対して同時に照射したとき照射対象において生じる超音波の周波数成分のうち、倍周波のさらに偶数倍の周波数成分を受信すべく構成したことを特徴とする装置。

9. 複数周波数の超音波を生成する装置において、基本周波数の連続超音波とその2倍の周波数の連続超音波とをほぼ同一の対象に対してほぼ同時に照射するように基本周波数の連続超音波とその2倍の周波数の連続超音波とを同一の対象に対して同一の圧電振動子から同時に照射するよう構成したことを特徴とする装置。

10. 特許請求の範囲第9項記載の装置において、圧電材料またはそれと同等の音響インピーダンスをもつ材料からなり、基本周波について半波長の音響学的厚さを持ち、厚さにおいて実質的にその2/3の領域が圧電的に駆動されるよう構成された圧電素子を具備することを特徴とする装置。

11. 特許請求の範囲第10項記載の装置において、圧

電材料またはそれと同等の音響インピーダンスをもつ材料からなり、基本周波について半波長の音響学的厚さをもち、厚さにおいて実質的にその  $1/3$  の領域と厚さにおいて実質的にその  $2/3$  の領域が貼り合わされたものとされ、前記  $2/3$  の領域の部分のみが圧電的に駆動されるよう構成された圧電素子を具備することを特徴とする装置。

12. 特許請求の範囲第9項記載の装置において、圧電振動子を駆動するプッシュプル式回路を具備し、プッシュプル式回路を構成する2つのスイッチング素子のうち一方がオン他方がオフの一つの状態と、オン、オフが逆転した他の状態とを繰り返すように制御するとともに、夫々の状態にある時間の比が実質的に  $1:3$  または  $3:1$  に等しくなるよう制御することことを特徴とする装置。

13. 特許請求の範囲第12項記載の装置において、3つの直流的定電位源と、それぞれの定電位源と圧電振動子の電氣的接続をオン・オフするための圧電振動子1つあたり3つのスイッチング素子よりなる駆動回路を具備することを特徴とする装置。

14. 特許請求の範囲第1項記載の装置において、圧電振動子を基本周波数において駆動する第1の回路とその2倍の周波数において駆動する第2の回路をそれぞれ具備し、圧電振動子とそれに並列接続したキャパシタとを総合したキャパシタンスをC、基本周波数においてそれと共振するインダクタンスをLとするとき、圧電振動子

が、 $5/8L$ のインダクタンスをもつインダクタを介して第1の回路と接続されており、また、 $10/9L$ のインダクタンスをもつインダクタとそれに直列接続した $9/25C$ のキャパシタンスをもつキャパシタとを介して第2の回路と接続されていることを特徴とする装置。

15 15. 基本周波数の平面波とその整数倍の周波数の平面波とを同一の対象に対して同時に照射するよう構成した超音波装置において、上記両周波数の波面が実質的に平行となるよう構成したことを特徴とする装置。

10 16. 複数周波数の超音波を照射するよう構成された、液体を媒質として超音波を対象に照射する超音波洗浄装置において、基本周波数の超音波とその2倍の周波数の超音波とを対象に同時に照射することを特徴とする超音波洗浄装置。

15 17. 特許請求の範囲第16項記載の装置において、洗浄槽内に保持した対象に超音波を照射するよう構成したことを特徴とする装置。

18. 特許請求の範囲第16項記載の装置において、噴射装置より噴射された液体を媒質として超音波を対象に  
20 照射するよう構成したことを特徴とする装置。

19. 特許請求の範囲第16項記載の装置において、照射対象における倍周波の強度が基本周波の強度の $1/4$ 倍以上4倍以下となるよう構成したことを特徴とする装置。

25 20. 特許請求の範囲第19項記載の装置において、照

射対象における基本周波数  $f$  の超音波の波形が時間  $t$  について  $\sin(2\pi f \cdot t)$  と表されるとき倍周波の波形が  $\sin(4\pi f t + \alpha)$ 、ただし  $\alpha$  は  $(1/4)\pi$  以上  $(7/4)\pi$  以下の実数、と近似されるよう、基本周波と倍周波との位相関係を設定したことを特徴とする装置。

21. 特許請求の範囲第16項記載の装置において、超音波厚み振動素子として圧電体および該圧電体と実質上同じ音響インピーダンスを有する固体とを層状に密着させたものを用いることを特徴とする装置。

22. 特許請求の範囲第6項記載の装置において、圧電体と該圧電体と実質上同じ音響インピーダンスを有する固体との振動方向における厚みをそれぞれの音速で除した時間の比が1以上3以下となるよう構成したことを特徴とする装置。

23. 複数周波数の超音波を同時に液体に照射するようされたことを特徴とする液体殺菌装置。

24. 特許請求の範囲第23項記載の装置において、複数周波数が基本周波数とその2倍の周波数の超音波とであることことを特徴とする液体殺菌装置。

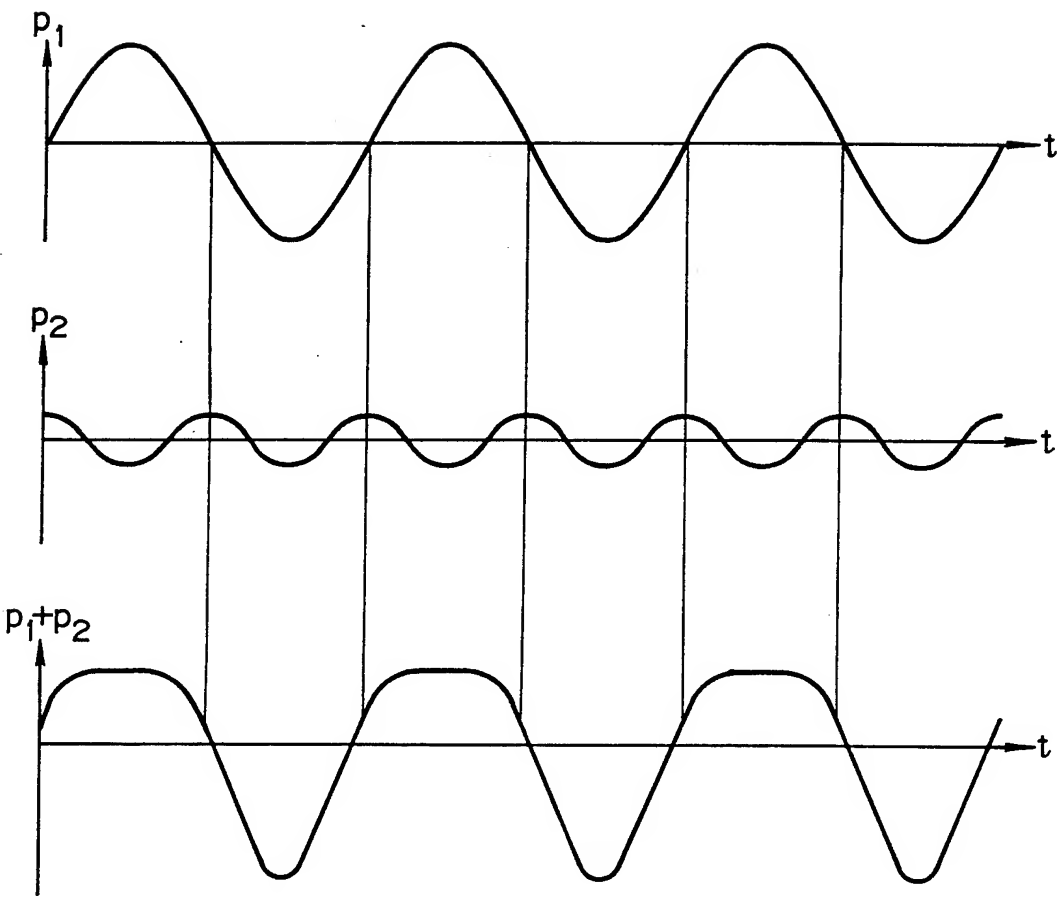
25. 特許請求の範囲第23項記載の装置において、超音波厚み振動素子として圧電体および該圧電体と実質上同じ音響インピーダンスを有する固体とを層状に密着させたものを用いることを特徴とする装置。

26. 特許請求の範囲第25項記載の装置において、圧

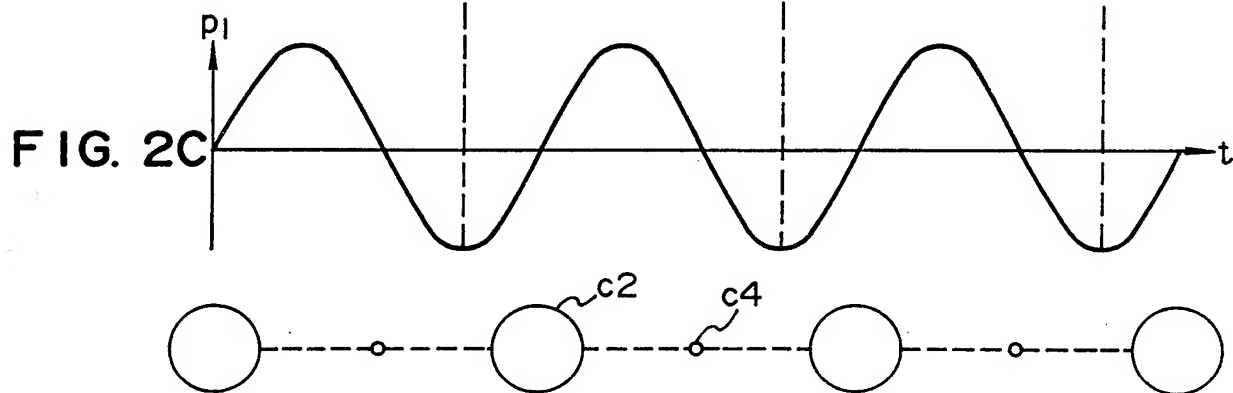
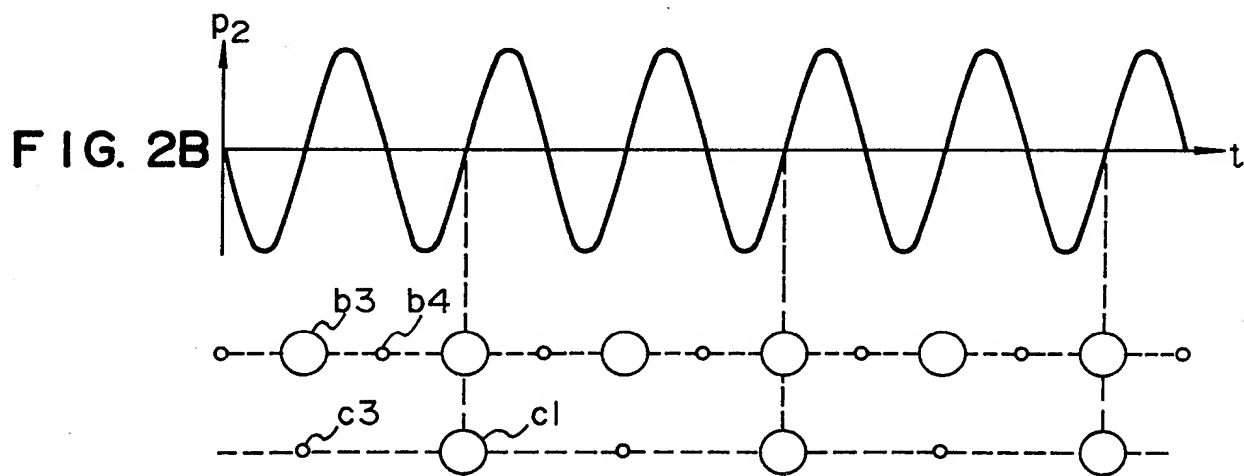
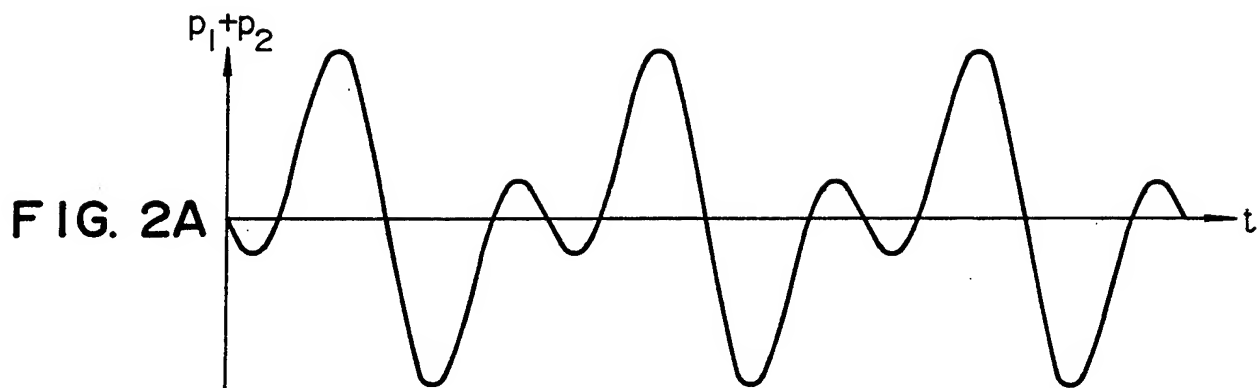
電体と該圧電体と実質上同じ音響インピーダンスを有する固体との振動方向における厚みをそれぞれの音速で除した時間の比が 1 以上 3 以下となるよう構成したことを特徴とする装置。



FIG. 1

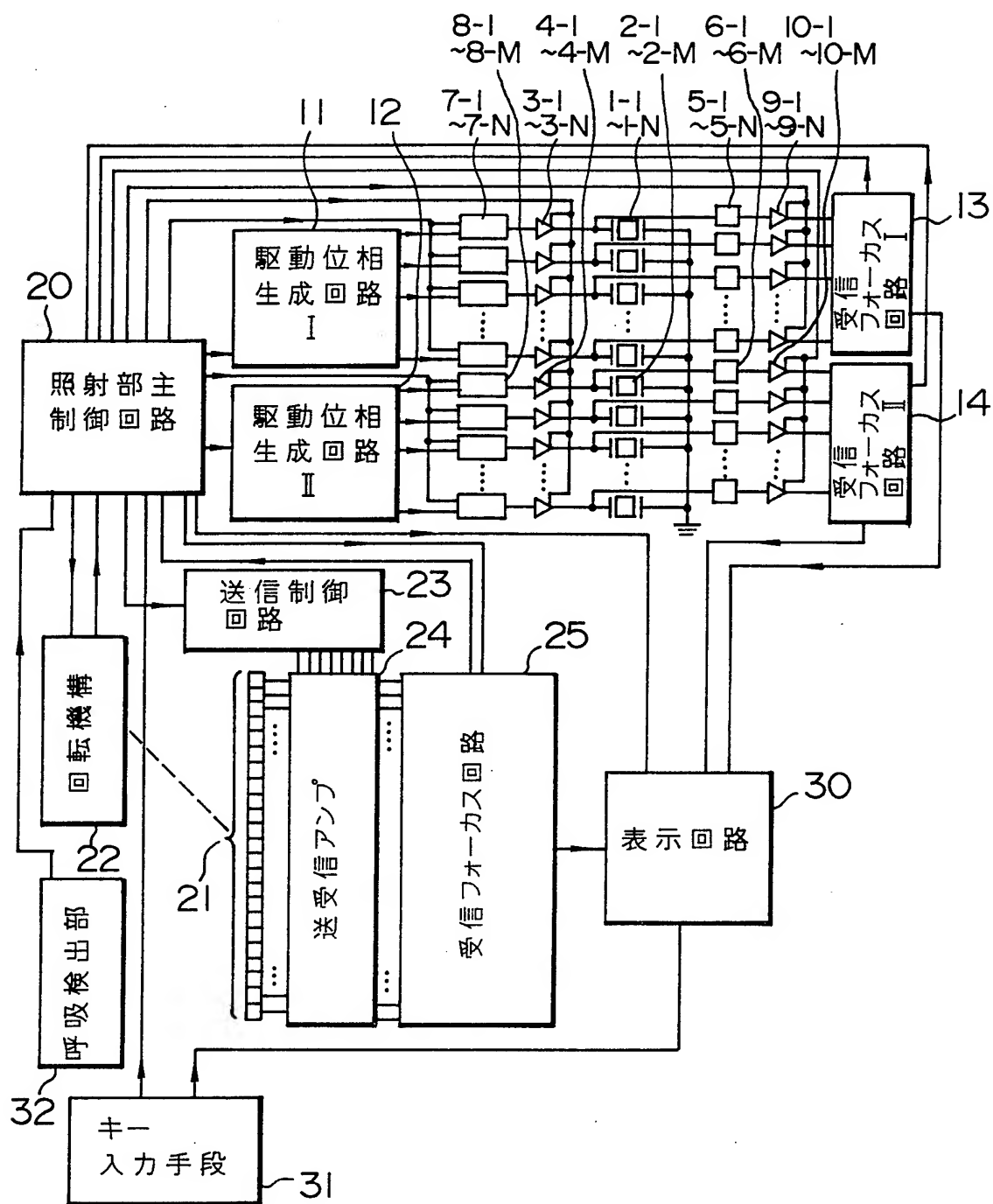


2 / 23



3/23

FIG. 3



4/23

FIG. 4A

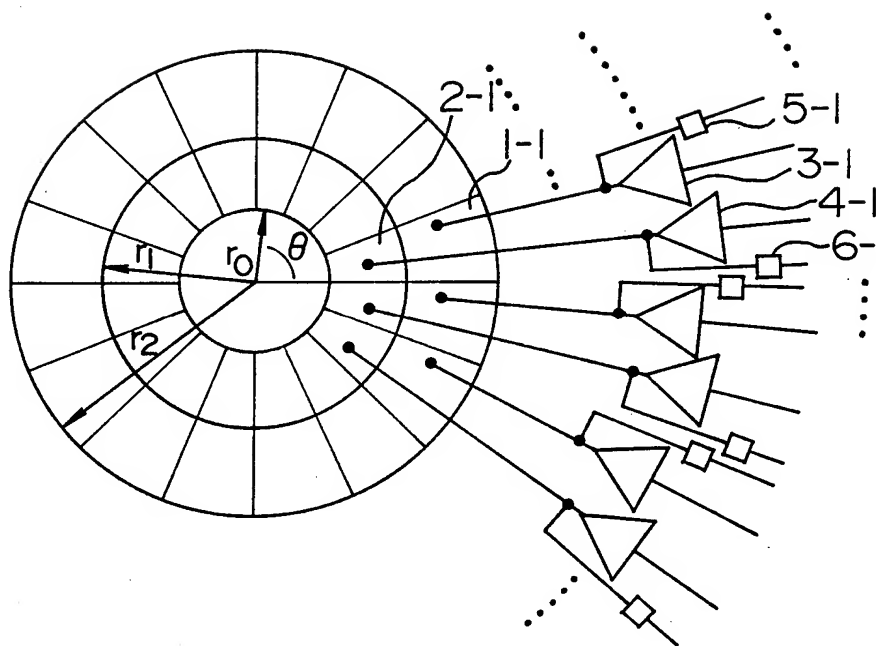
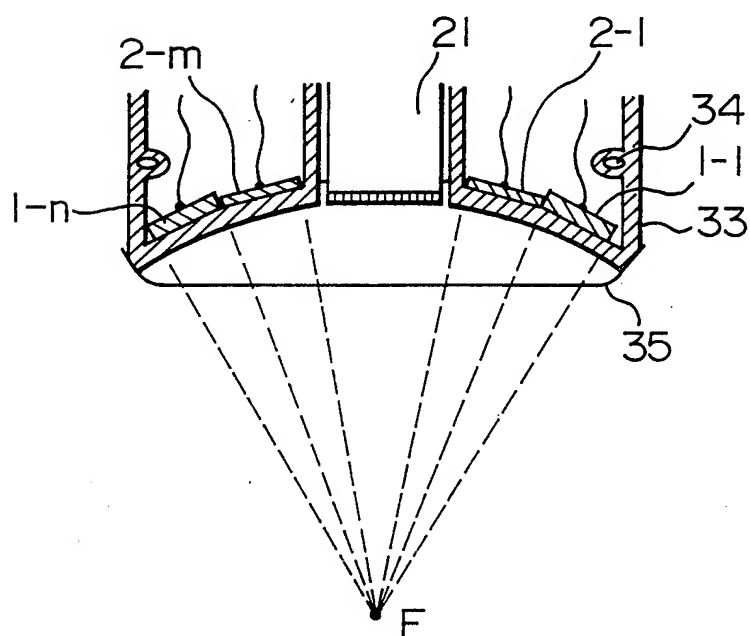
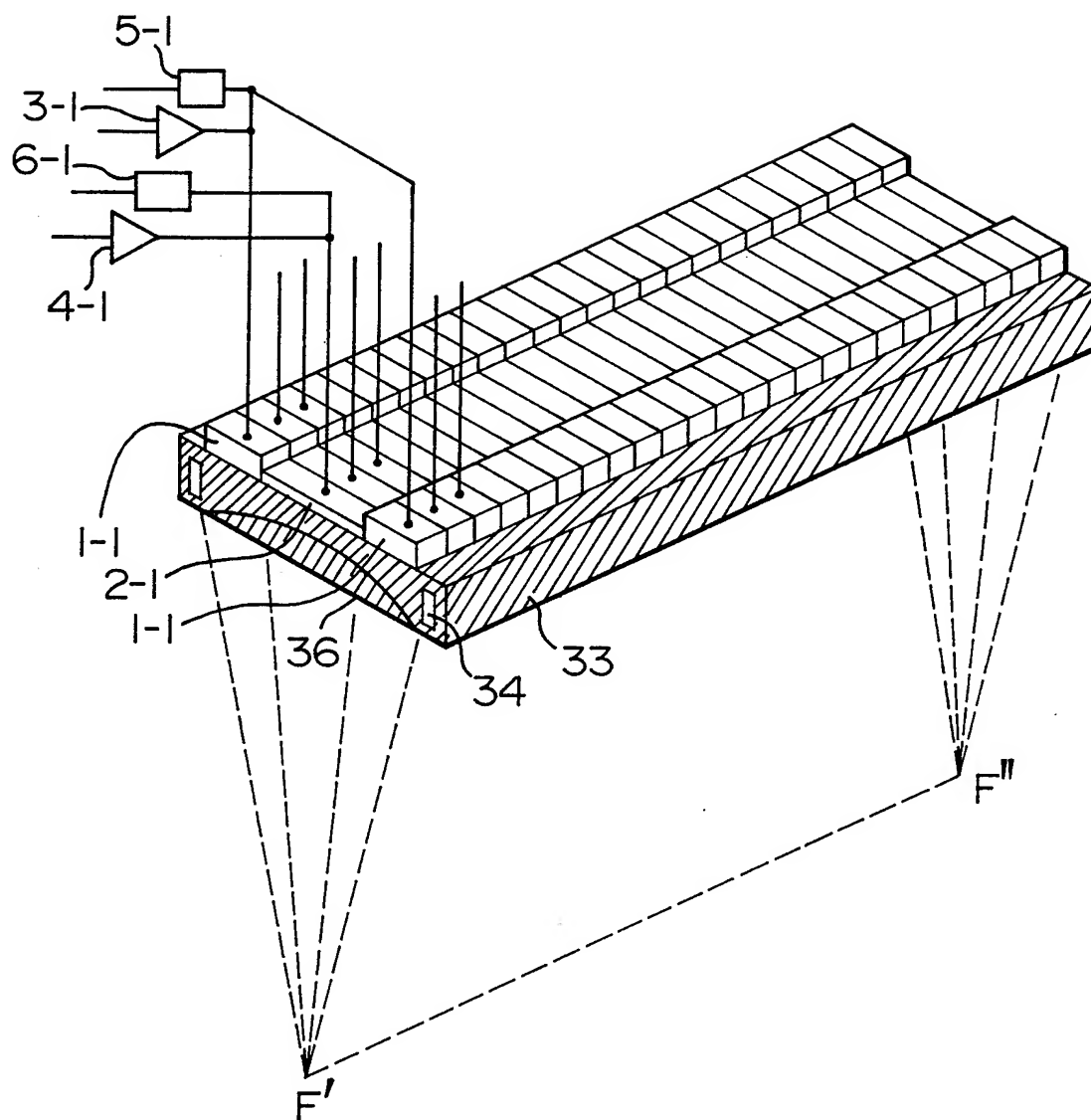


FIG. 4B



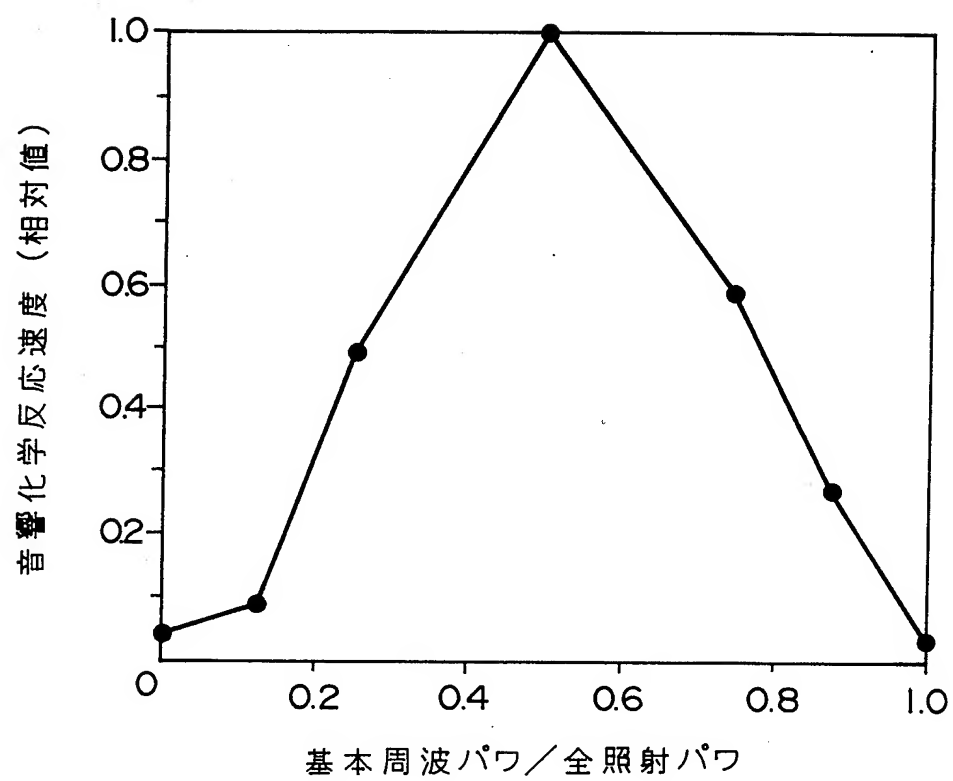
5/23

FIG. 5



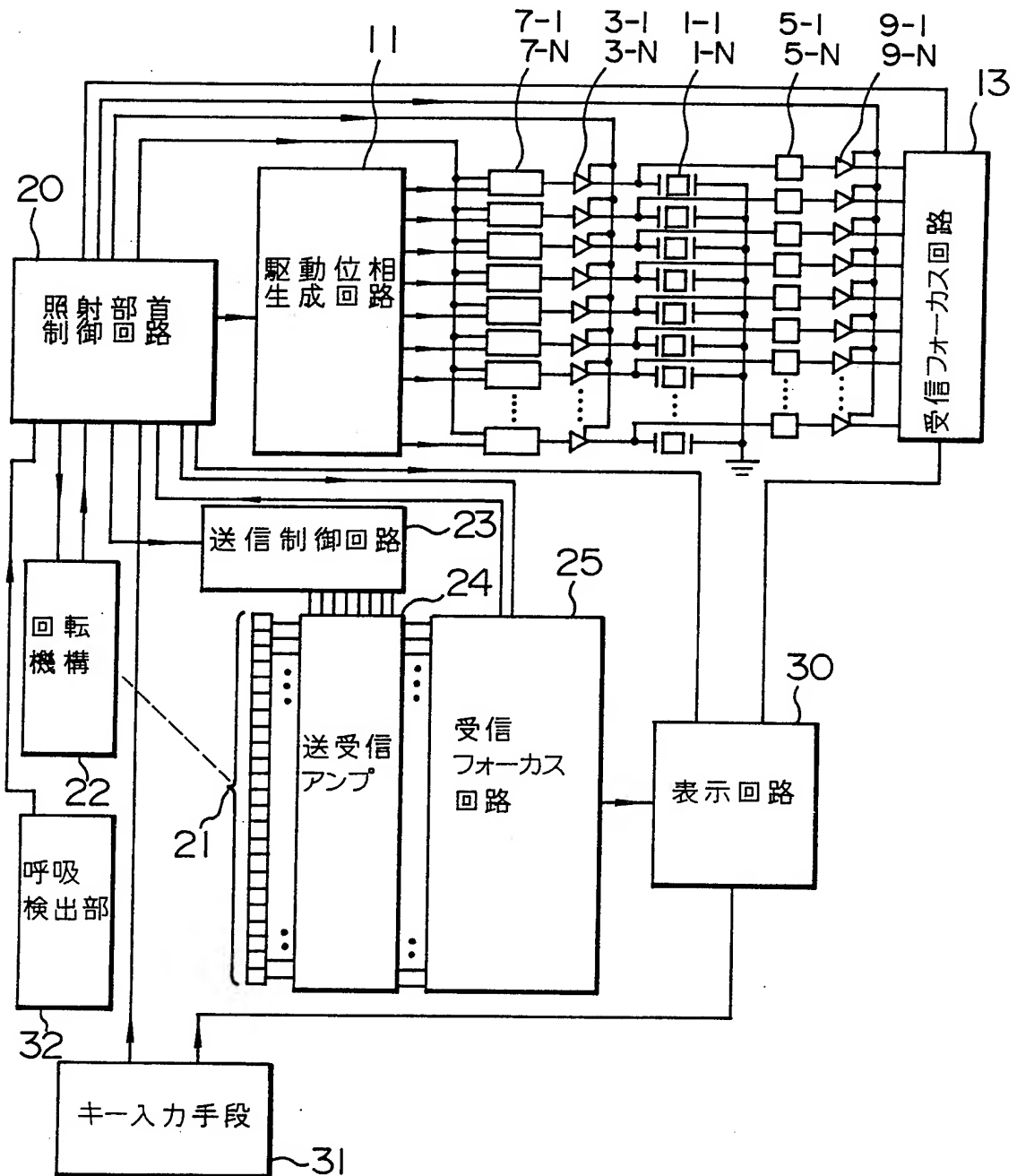
6/23

FIG. 6



7/23

FIG. 7



8/23

FIG. 8

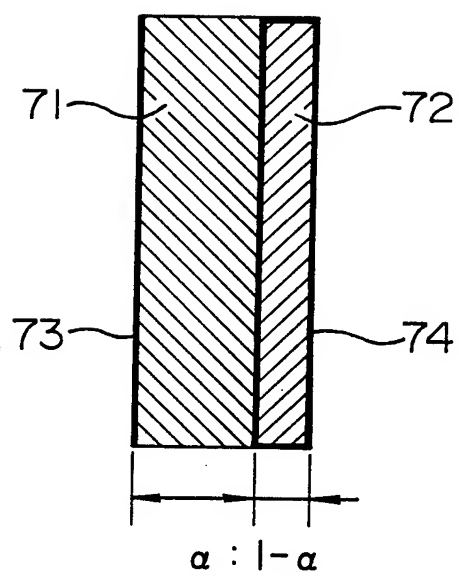
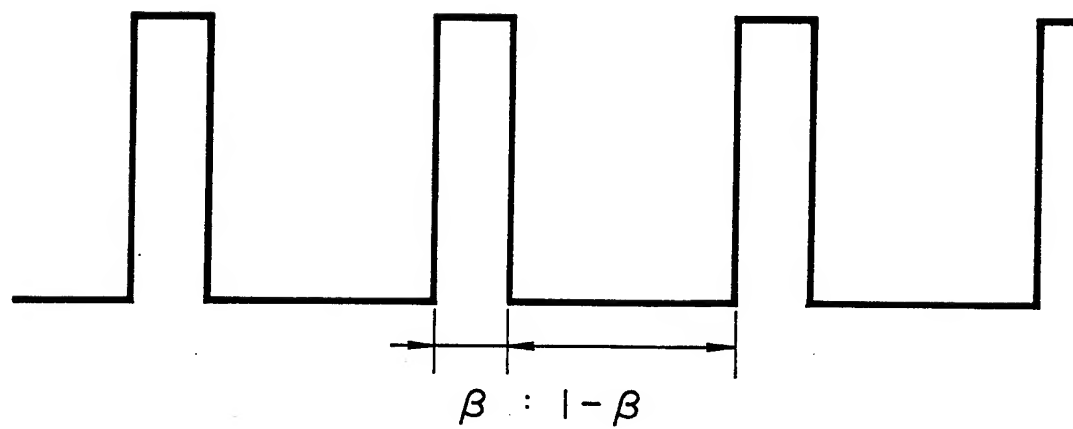


FIG. 9





9/23

FIG. 10

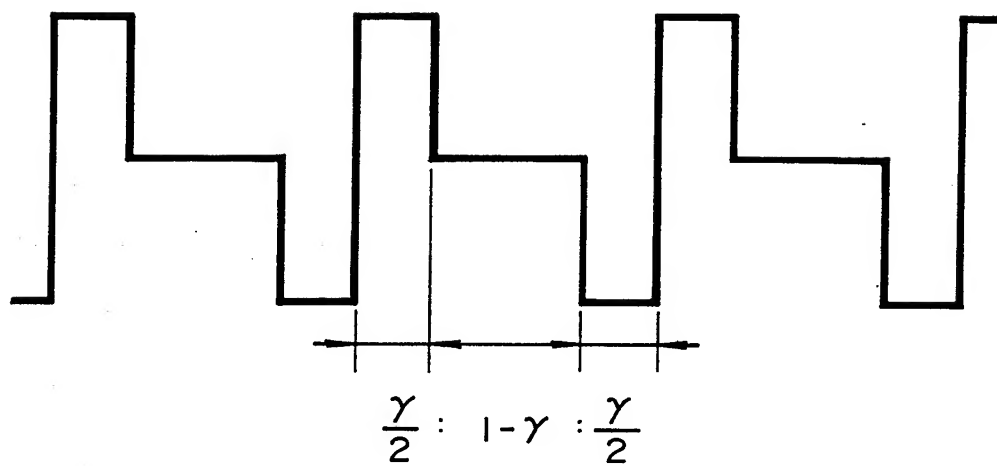
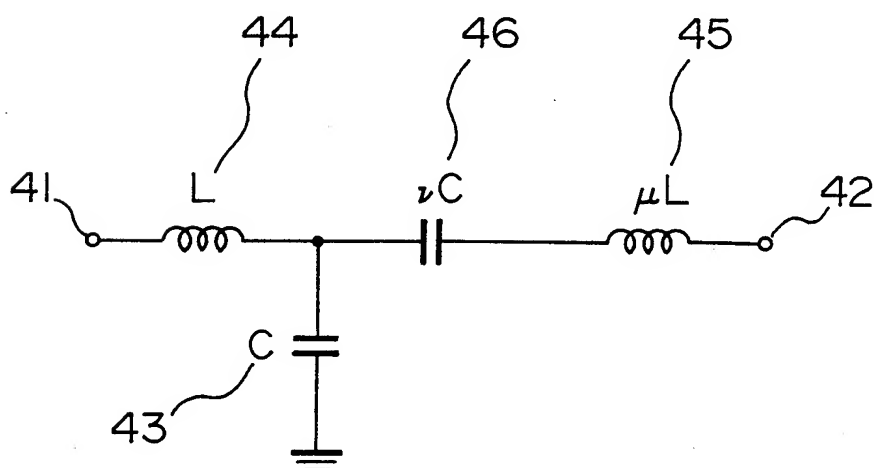


FIG. 11



10/23

FIG. 12

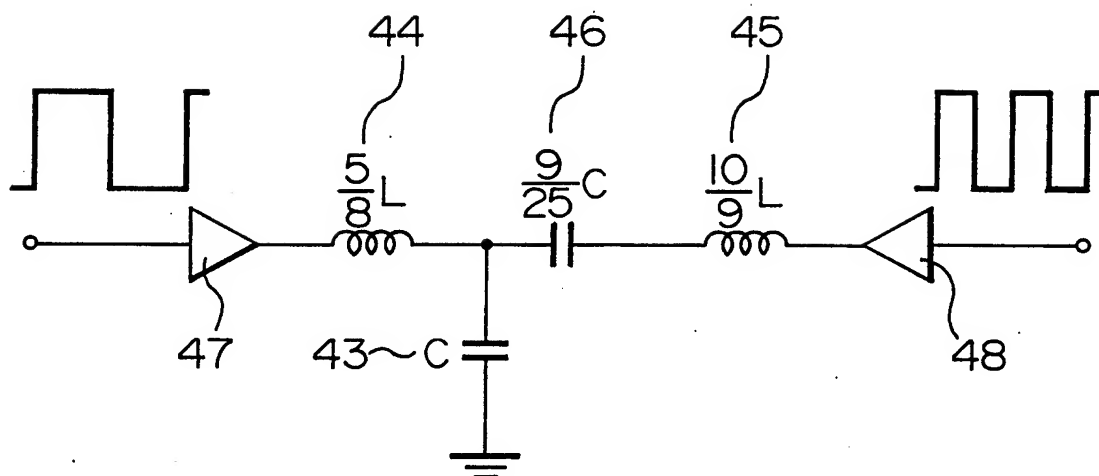
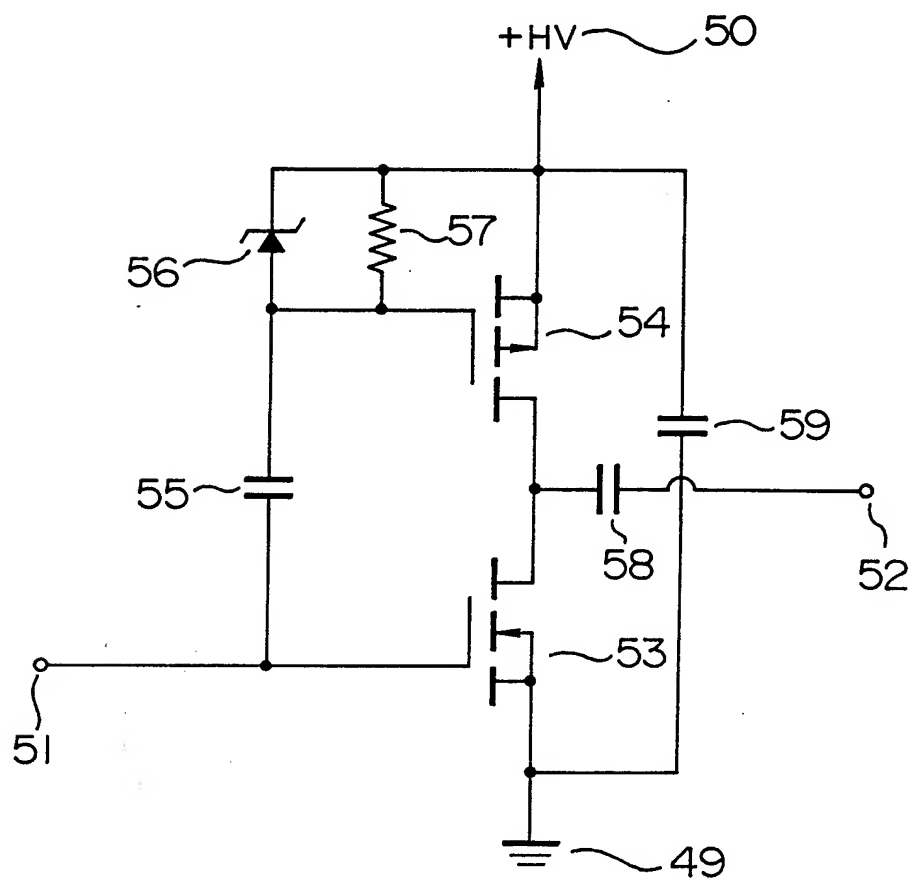


FIG. 13



11/23

FIG. 14A

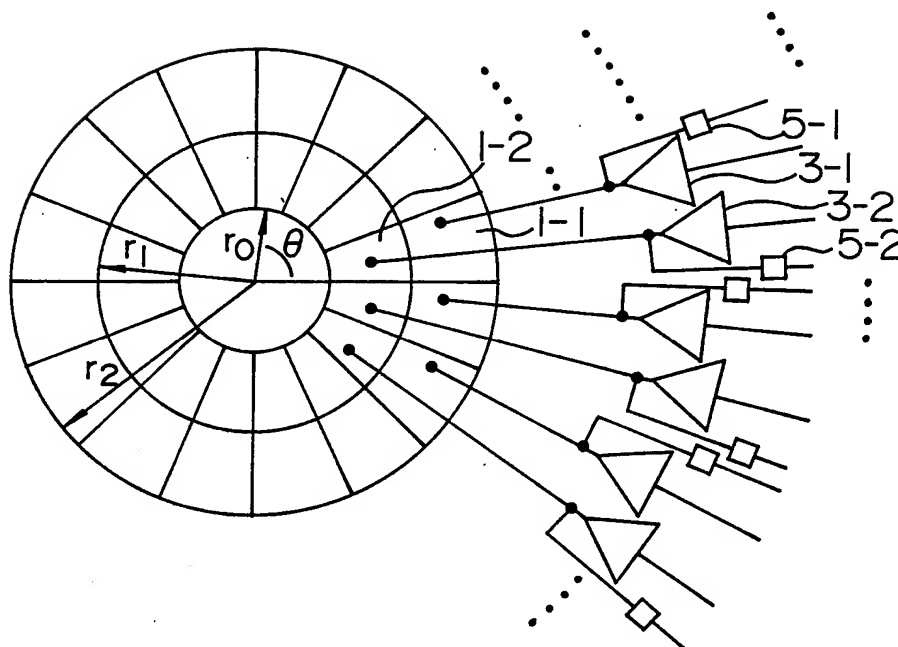


FIG. 14B

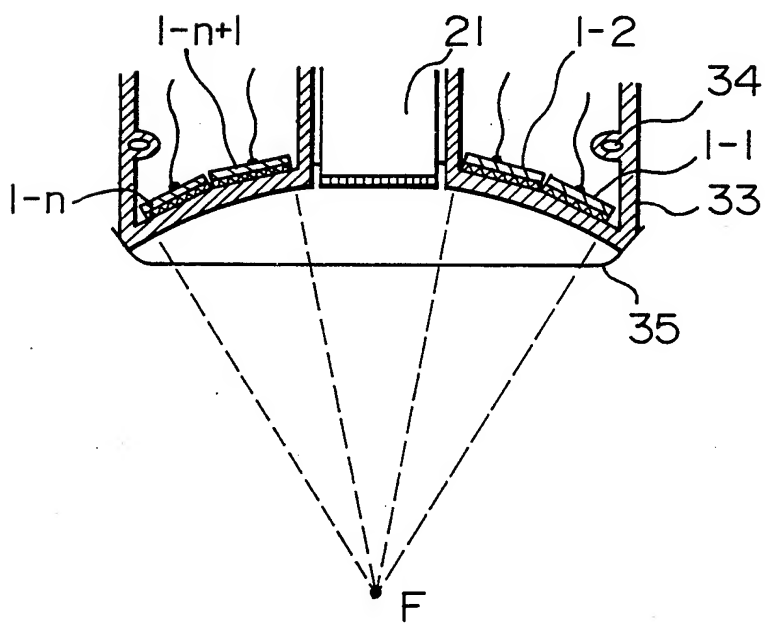
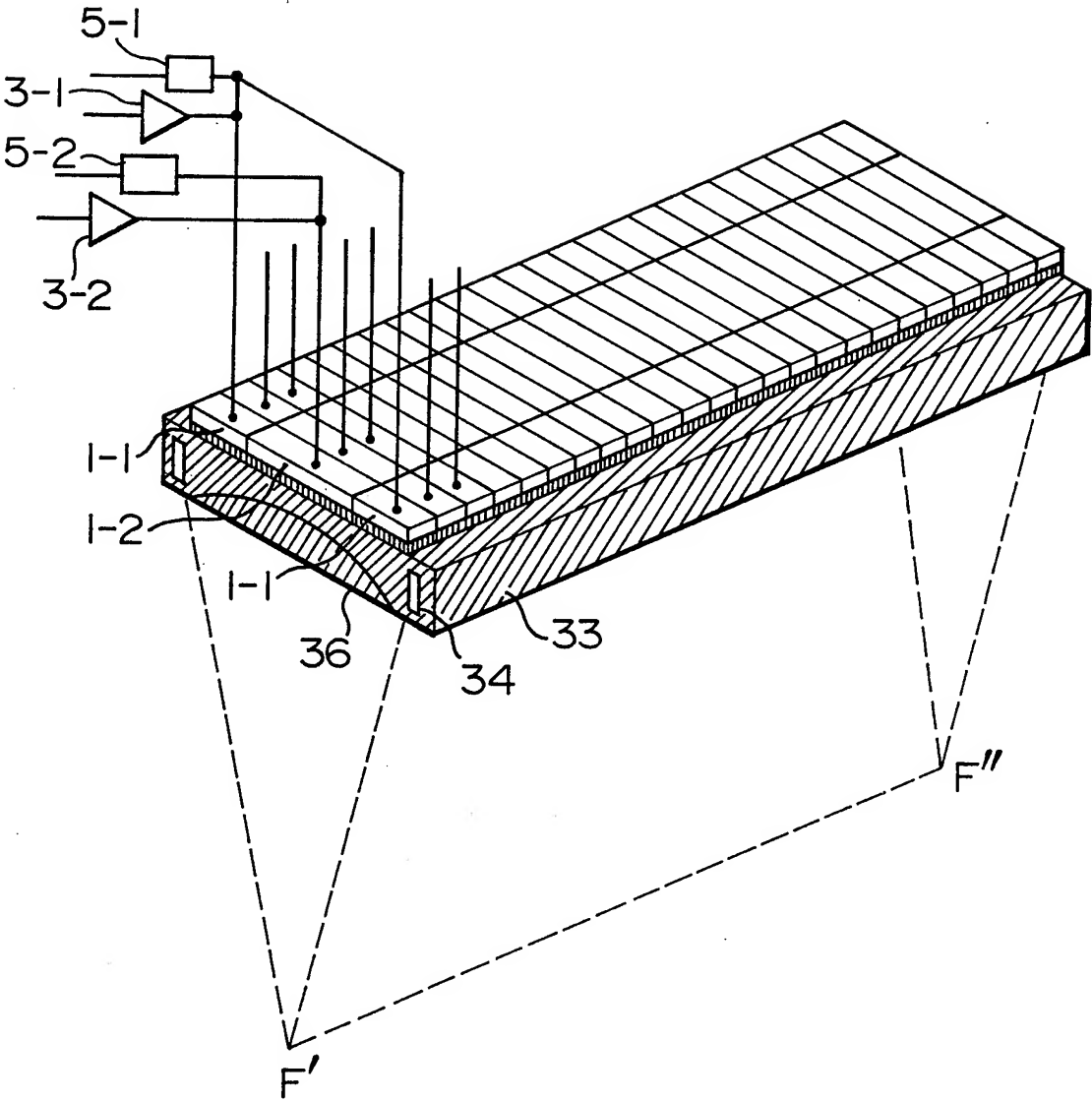
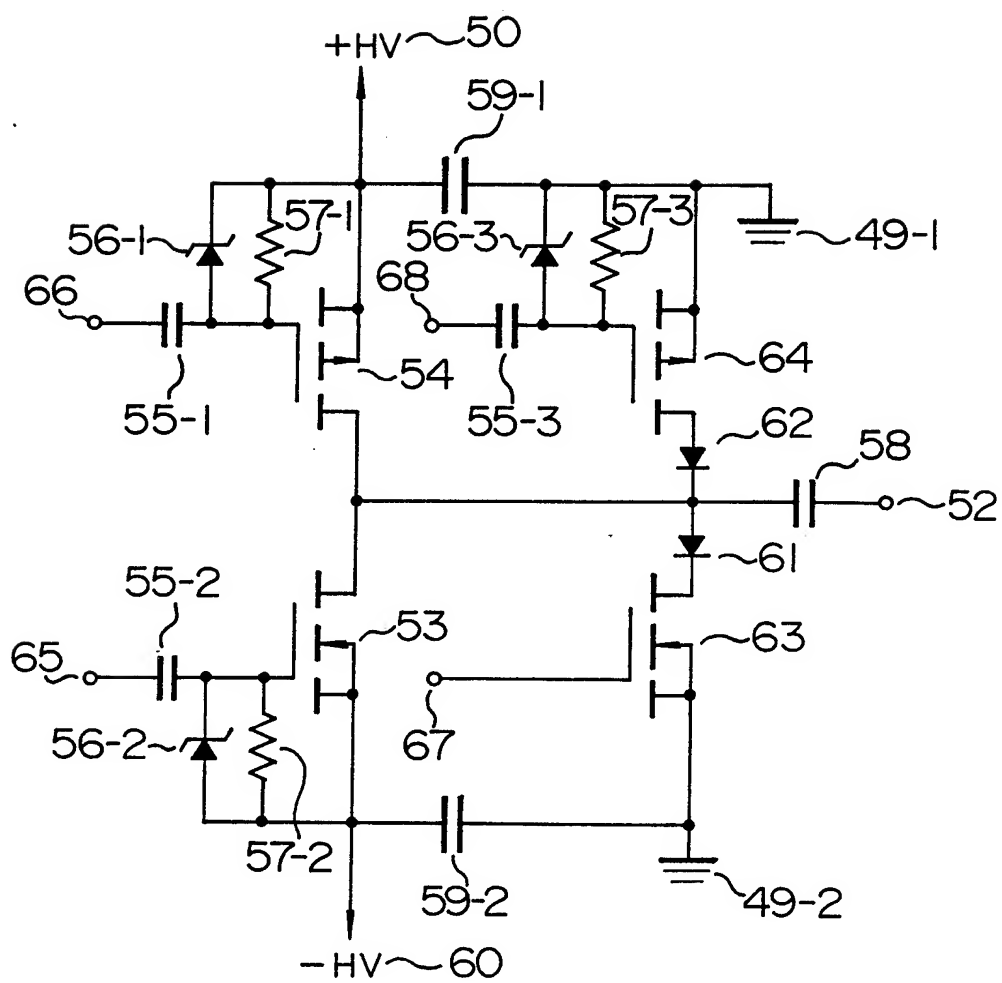


FIG. 15



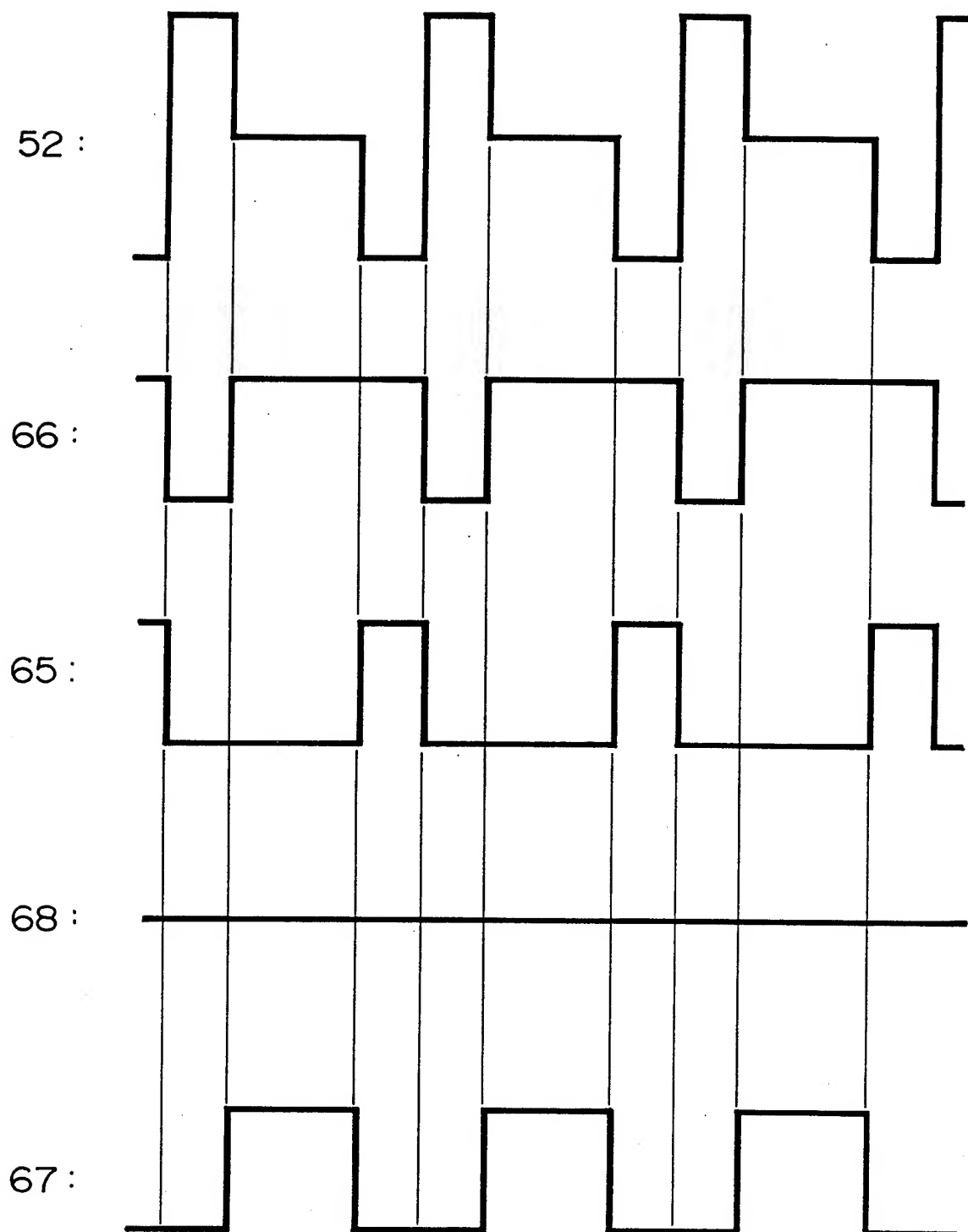
13/23

FIG. 16



14/23

FIG. 17



15/23

FIG. 18

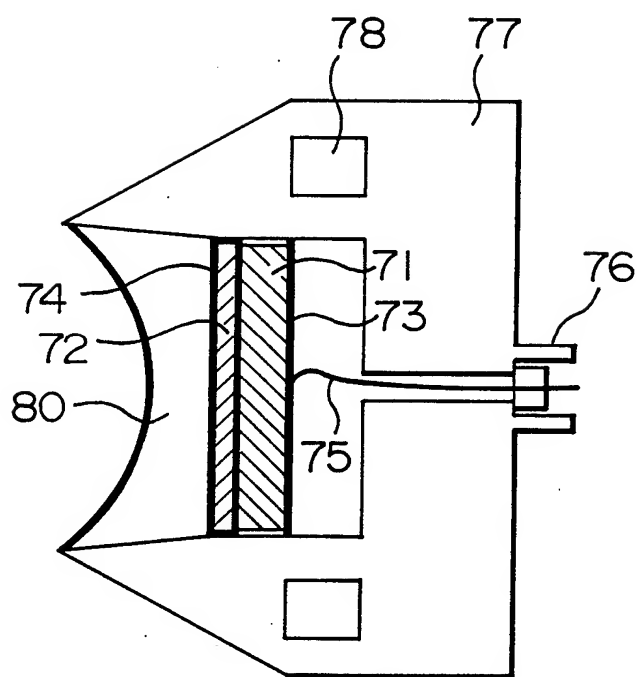
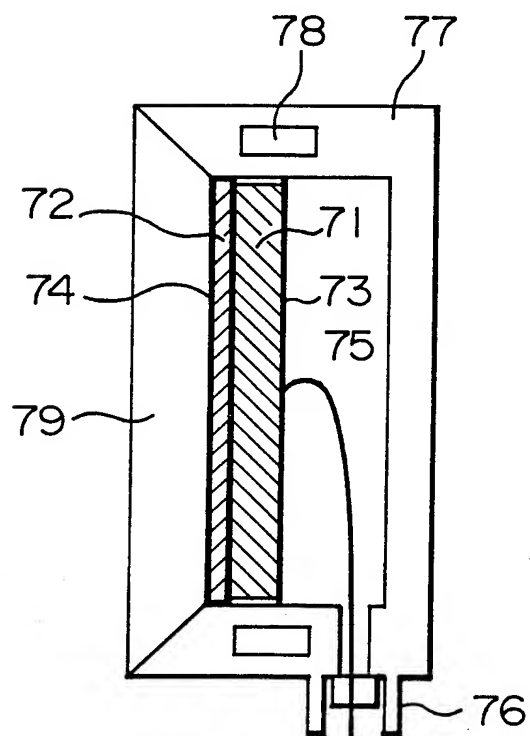


FIG. 19



16/23

FIG. 20

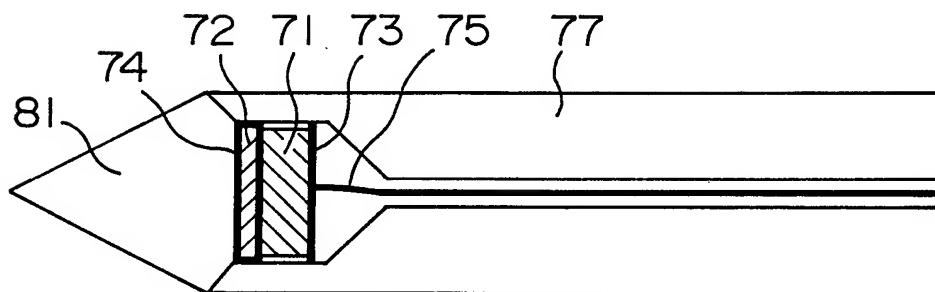
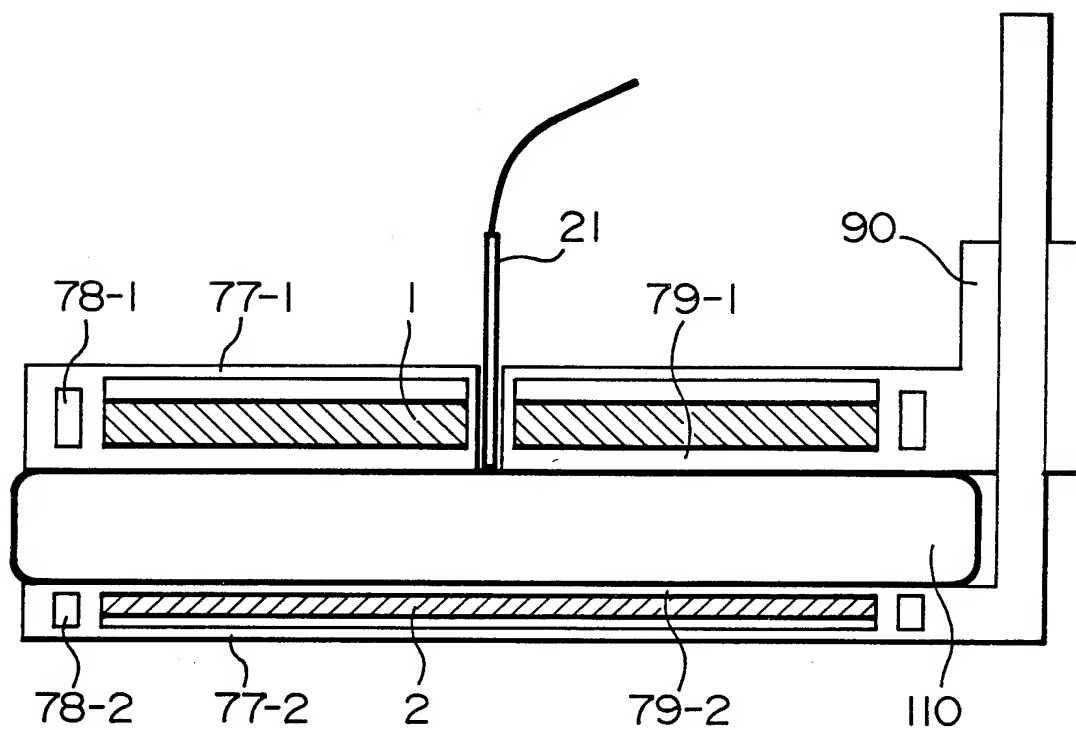


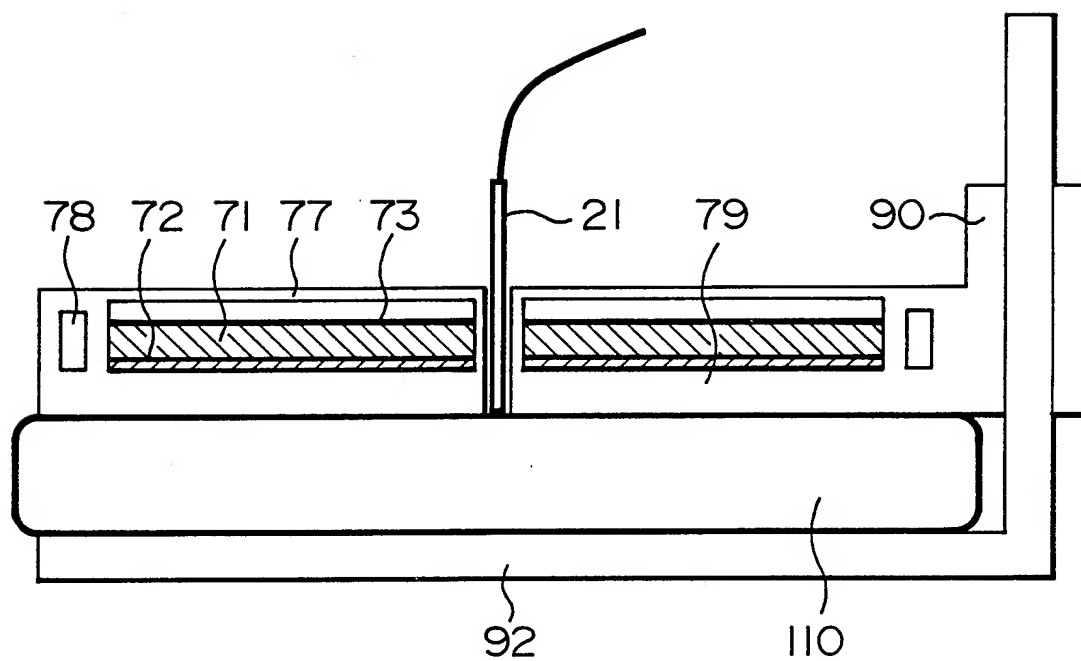
FIG. 21





17/23

FIG. 22



18/23

FIG. 23

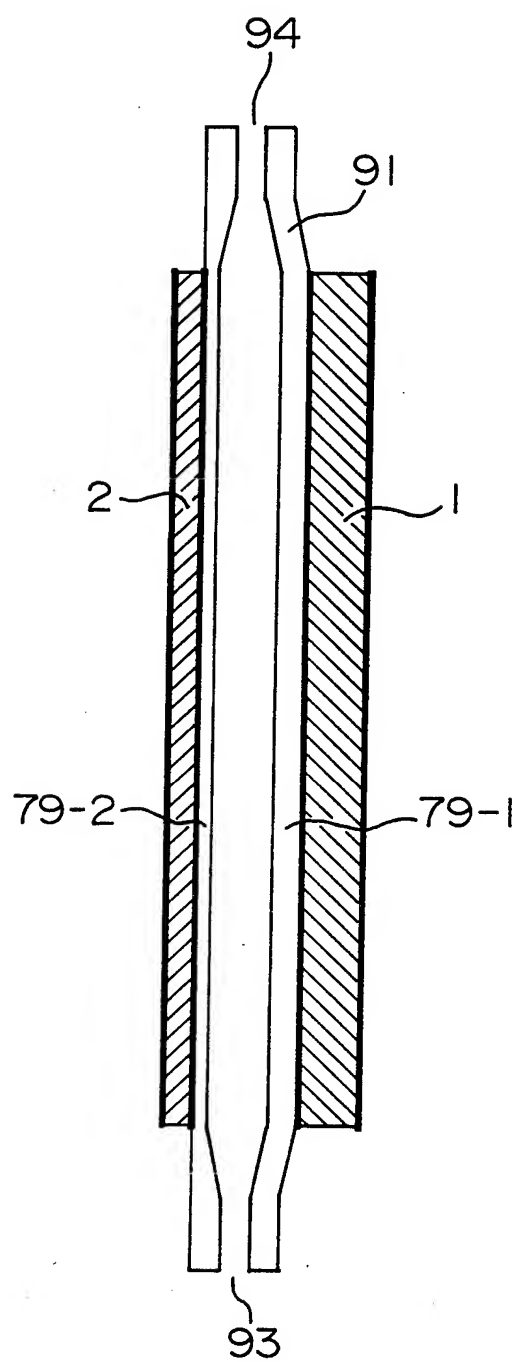
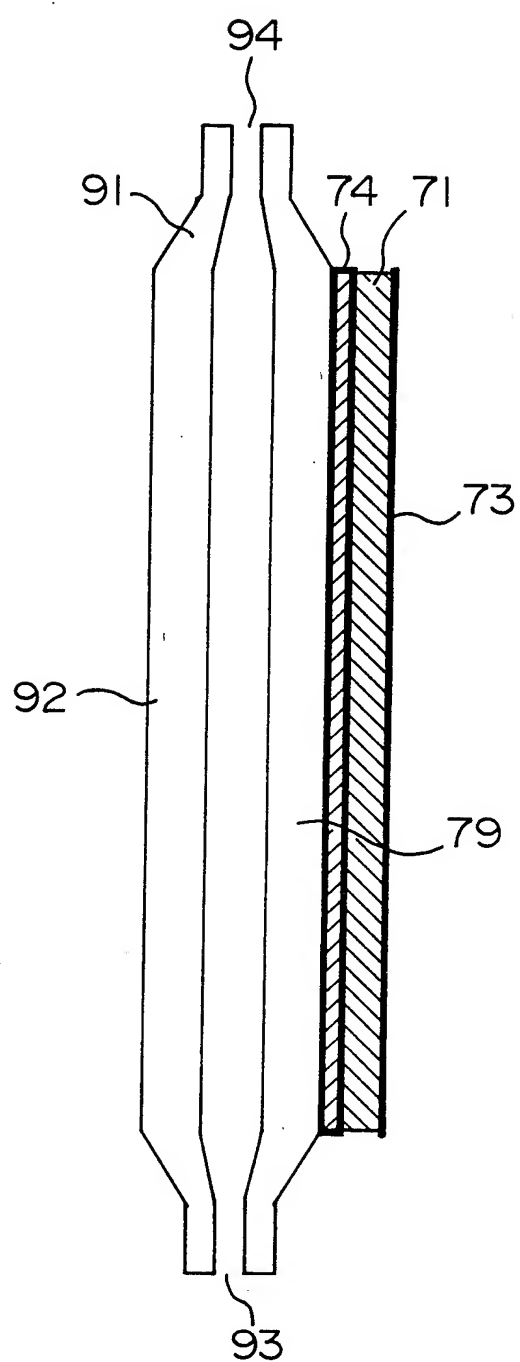
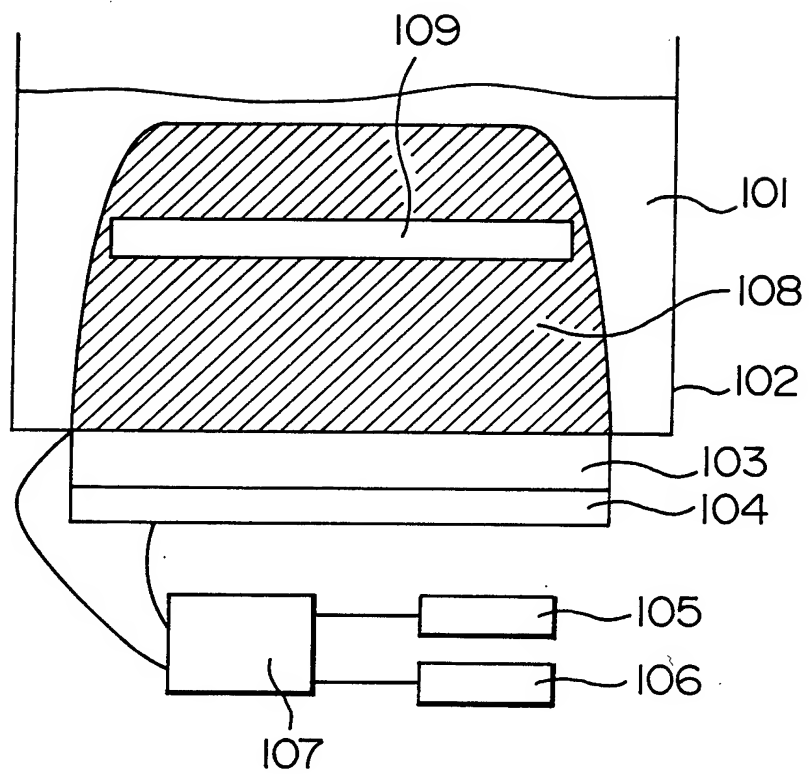


FIG. 24



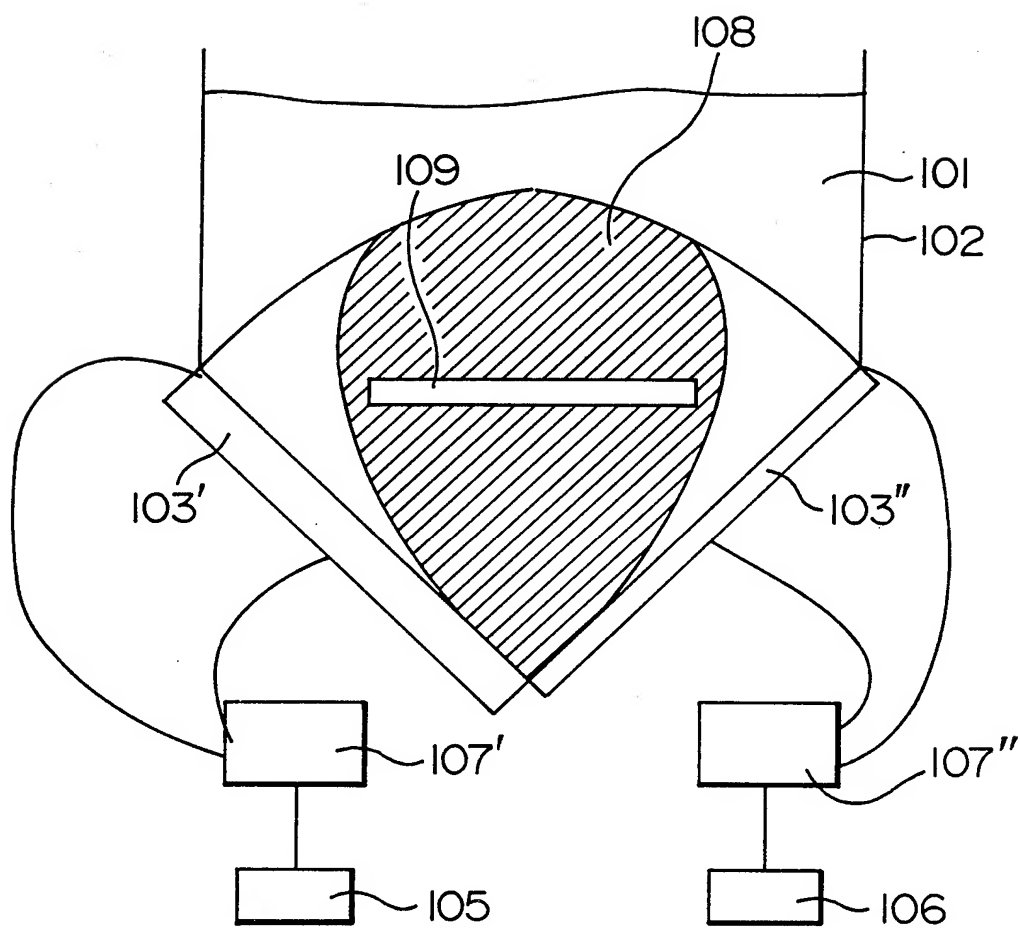
19/23

FIG. 25



20/23

FIG. 26



21/23

FIG. 27

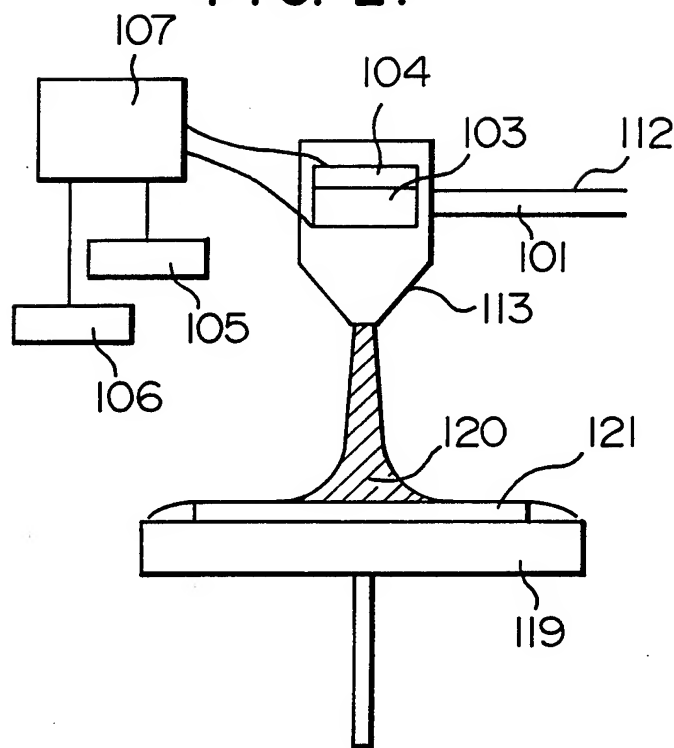
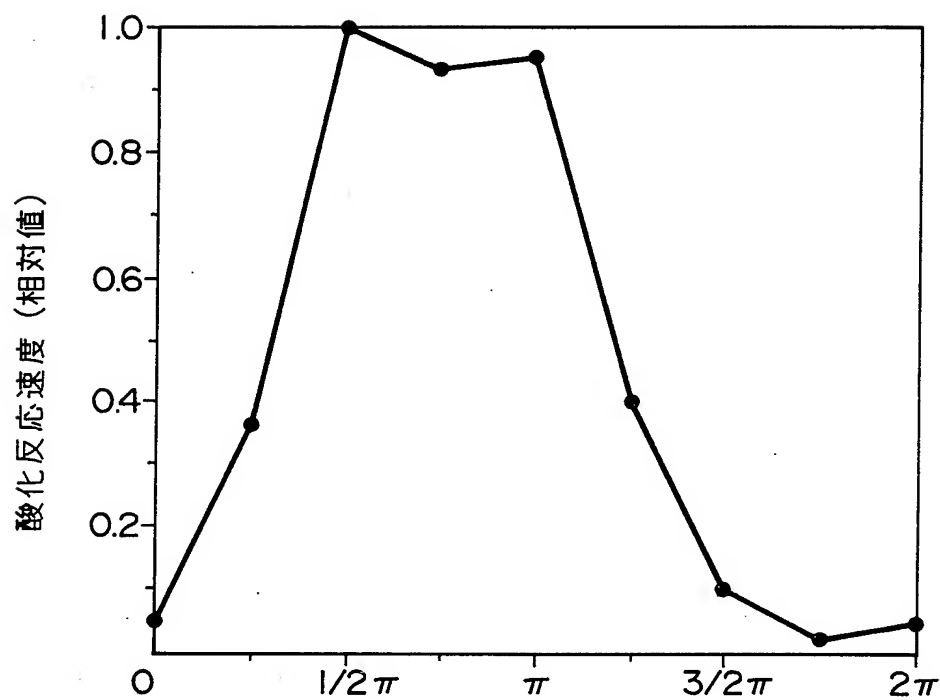


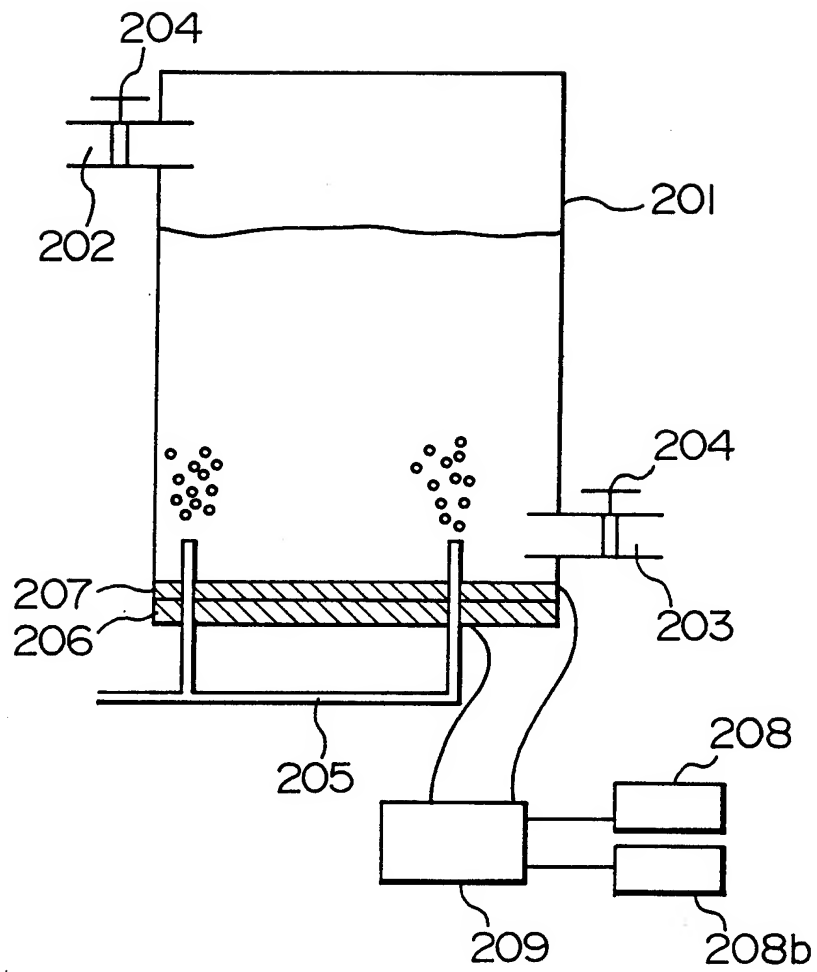
FIG. 28



基本周波を $\sin(2\pi f)$ 、倍周波を $\sin(4\pi f + \alpha)$   
と表したときの $\alpha$

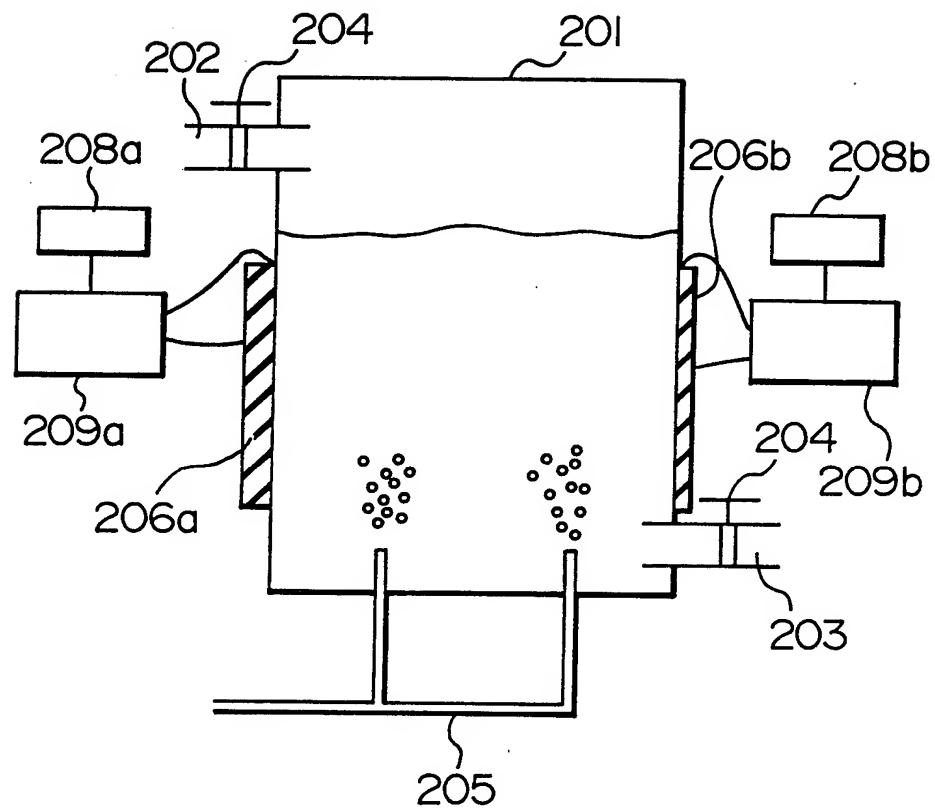
22/23

FIG. 29



23/23

FIG. 30



## INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP93/01310

## A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

Int. Cl<sup>5</sup> A61F7/00, A61B17/22, A61B17/36

According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC

## B. FIELDS SEARCHED

Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols)

Int. Cl<sup>5</sup> A61F7/00, A61B17/22, A61B17/36

Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched

Jitsuyo Shinan Koho 1926 - 1992

Kokai Jitsuyo Shinan Koho 1971 - 1992

Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)

## C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
Y	JP, A, 2-126848 (Hitachi, Ltd.), May 15, 1990 (15. 05. 90), Claim 10	1, 7

☐ Further documents are listed in the continuation of Box C.☐ See patent family annex.

## \* Special categories of cited documents:

"A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance

"E" earlier document but published on or after the international filing date

"L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified)

"O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means

"P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed

"T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention

"X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone

"Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art

"&amp;" document member of the same patent family

Date of the actual completion of the international search

December 2, 1993 (02. 12. 93)

Date of mailing of the international search report

December 21, 1993 (21. 12. 93)

Name and mailing address of the ISA/

Japanese Patent Office  
Facsimile No.

Authorized officer

Telephone No.



A. 発明の属する分野の分類 (国際特許分類 (IPC))

Int. Cl.<sup>5</sup> A61F7/00, A61B17/22, A61B17/36

B. 調査を行った分野

調査を行った最小限資料 (国際特許分類 (IPC))

Int. Cl.<sup>5</sup> A61F7/00, A61B17/22, A61B17/36

最小限資料以外の資料で調査を行った分野に含まれるもの

日本国実用新案公報 1926-1992年  
日本国公開実用新案公報 1971-1992年

国際調査で使用した電子データベース (データベースの名称、調査に使用した用語)

C. 関連すると認められる文献

引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求の範囲の番号
Y	JP, A, 2-126848 (株式会社 日立製作所), 15. 5月. 1990 (15. 05. 90), クレーム 10	1, 7

☐ C欄の続きにも文献が列挙されている。

☐ パテントファミリーに関する別紙を参照。

\* 引用文献のカテゴリー

「A」 特に関連のある文献ではなく、一般的技術水準を示すもの  
「E」 先行文献ではあるが、国際出願日以後に公表されたもの  
「L」 優先権主張に疑義を提起する文献又は他の文献の発行日  
若しくは他の特別な理由を確立するために引用する文献  
(理由を付す)  
「O」 口頭による開示、使用、展示等に言及する文献  
「P」 国際出願日前で、かつ優先権の主張の基礎となる出願の日  
の後に公表された文献

「T」 国際出願日又は優先日後に公表された文献であって出願と  
矛盾するものではなく、発明の原理又は理論の理解のため  
に引用するもの  
「X」 特に関連のある文献であって、当該文献のみで発明の新規  
性又は進歩性がないと考えられるもの  
「Y」 特に関連のある文献であって、当該文献と他の1以上の文  
献との、当業者にとって自明である組合せによって進歩性  
がないと考えられるもの  
「&」 同一パテントファミリー文献

国際調査を完了した日

02. 12. 93

国際調査報告の発送日

21. 12. 93

名称及びあて先

日本国特許庁 (ISA/JP)  
郵便番号 100  
東京都千代田区霞が関三丁目 4 番 3 号

特許庁審査官 (権限のある職員)

國 島 明 弘 三 郎

4 C 8 9 3 2

電話番号 03-3581-1101 内線

3 4 5 2